

Herramientas de análisis para la estabilidad estática postural

Caso de aplicación: personas con amputación transtibial

Herramientas de análisis para la estabilidad estática postural

Caso de aplicación: personas con amputación transtibial

Daissy Carola Toloza Cano, Lely Adriana Luengas Contreras,
Yolanda Torres Pérez



UNIVERSIDAD DISTRITAL
FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

UD
Editorial

E2
ESPACIOS

© Universidad Distrital Francisco José de Caldas
© Centro de Investigaciones y Desarrollo Científico
© Daissy Carola Toloza Cano, Lely Adriana Luengas Contreras,
Yolanda Torres Pérez

ISBN: 978-958-787-333-7

ISBN digital: 978-958-787-334-4

Primera edición, octubre de 2022

Dirección Sección de Publicaciones

Rubén Eliécer Carvajalino C.

Coordinación editorial

Edwin Pardo Salazar

Corrección de estilo

Proceditor

Diagramación

Andrés Gutiérrez Urrego

Editorial UD

Universidad Distrital Francisco José de Caldas

Carrera 24 N°. 34-37, Bogotá D.C., Colombia

Teléfono: (601) 3239300 ext. 6202

Correo electrónico: publicaciones@udistrital.edu.co

*Sistema de Bibliotecas de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas
Catalogación en la publicación (CEP)*

Luengas Contreras, Lely Adriana

Herramientas de análisis para la estabilidad estática postural: Caso de aplicación: personas con amputación transtibial / Lely Adriana Luengas Contreras, Daissy Carola Toloza Cano y Yolanda Torres Pérez – 1a. ed. -- Bogotá: Universidad Distrital Francisco José de Caldas, 2022.

240 páginas; 24 cm. (Colección Espacios)

ISBN: 978-958-787-333-7 ISBN digital: 978-958-787-334-4

1. Rehabilitación médica - 2. Dispositivos de autoayuda para personas con discapacidades - 3. Electrónica médica – Instrumentos - 4. Ingeniería biomédica - 5. Postura humana

617.03: CDD 21 edición

Todos los derechos reservados.

Esta obra no puede ser reproducida sin el permiso previo escrito de la Sección de Publicaciones de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
Hecho en Colombia

Contenido

Introducción	15
Capítulo 1	
Generalidades de la estabilidad postural	19
Centro de presión	21
Centro de gravedad	23
Posturografía	25
Plataformas de fuerza	37
Plantillas instrumentadas	42
Postura	48
Equilibrio	50
Estabilometría	60
Estabilidad postural	64
Capítulo 2	
Análisis lineal en el tiempo y la frecuencia	73
Tiempo	74
Frecuencia	78
Capítulo 3	
Análisis no lineal	91
Entropía	92
Teoría de la información	98
<i>Clustering</i>	110

Capítulo 4	
Aplicación de técnicas de análisis lineal y no lineal en la determinación de la estabilidad postural estática. Caso de aplicación: personas con amputación transtibial unilateral	125
Descripción del estudio	125
Análisis lineal	129
Análisis no lineal	158
Conclusiones	209
Referencias	217
Autoras	237

Índice de figuras

Figura 1.	Representación del funcionamiento del sistema sensoriomotor	21
Figura 2.	Ubicación del CoP en la base o polígono de sustentación del cuerpo humano	22
Figura 3.	Ejemplo del registro de una prueba de establografía	23
Figura 4.	Ubicación del centro de gravedad (CG) y variación de la base de sustentación (BDS) durante la marcha humana	24
Figura 5.	Posición de un paciente durante una prueba de posturografía	25
Figura 6.	Patrones básicos sensoriales detectados en pruebas de posturografía	28
Figura 7.	Sistema de posturografía dinámica computarizada	29
Figura 8.	Pruebas de valoración de la estabilidad del equilibrio bajo diferentes condiciones	30
Figura 9.	Presentación de información obtenida en un SOT para un paciente con un patrón afisiológico	31
Figura 10.	Presentación de los resultados de una prueba de límites de estabilidad de un paciente con déficit vestibular izquierdo	32
Figura 11.	Resultados de un test de adaptación para una persona normal	33
Figura 12.	Presentación de resultados de un Test de Control del Ritmo	34
Figura 13.	Sistema de plataforma de fuerza con marcadores y cámaras de video	38
Figura 14.	Registro sobre una plataforma de fuerzas del desplazamiento relativo del CoP respecto al CG	38
Figura 15.	Modelo de plataforma estabilométrica	40
Figura 16.	Plataforma de fuerzas tipo Kristler	41
Figura 17.	Plataforma Pedistar	42
Figura 18.	Distribución de presión en la planta del pie	43
Figura 19.	Modelo de plantilla Novel	44
Figura 20.	Modelo de plantilla Moticon	45

Figura 21.	Sistema de registro de centros de presión plantar mediante plantillas instrumentadas	46
Figura 22.	Esquema general de la regulación central de la postura y el equilibrio	52
Figura 23.	Tipos de equilibrio en función del centro de gravedad (CG), el centro de flotación (CF) y de la base de sustentación (BDS)	54
Figura 24.	Prueba de equilibrio estático monopodal basado en la Standing Stork. Test con ojos abiertos y cerrados	58
Figura 25.	Ejemplo de un Balance Error Scoring System (BESS) desarrollado sobre superficie firme (A-C) y sobre superficie (D-F)	59
Figura 26.	Ejemplo de un estabilograma o registro gráfico de los resultados de una estabilometría	61
Figura 27.	Tipos de perturbaciones externas empleadas en pruebas de estabilometría	63
Figura 28.	Principales recursos necesarios para la estabilidad y orientación postural	66
Figura 29.	Diagrama de análisis de estrategia (izq., paciente con un patrón de normalidad – der., paciente con un patrón vestibular)	68
Figura 30.	Tests de equilibrio estático	69
Figura 31.	Ejemplo de prueba Timed Up	70
Figura 32.	Test de equilibrio dinámico (izq., Test Oseretski – der., Test Excursión en Estrella)	70
Figura 33.	Test de organización sensorial en paciente sano (izq., resultados gráficos – der., resultados numéricos)	71
Figura 34.	Segmentación de la voz usando la ventana de Hamming para STFT	80
Figura 35.	Ventanas de tiempo	81
Figura 36.	Densidad espectral de potencia de una señal	82
Figura 37.	Segmentos de una señal con M puntos superpuestos por $M - D$ puntos	83
Figura 38.	Ventana de Kaiser con $L = 8$ y con variaciones de β	88
Figura 39.	Relación de la función fisiológica, la variabilidad y la complejidad	93
Figura 40.	Ejemplo de la entropía SampEn	95
Figura 41.	Procedimiento de “coarse grained series” o de granulado grueso	97
Figura 42.	Elementos de un sistema de comunicación	100
Figura 43.	Distribución de datos en el espacio	101
Figura 44.	Etapas de la metodología para el análisis de datos usando la teoría de la información	109
Figura 45.	Datos agrupados en dos clústeres	111
Figura 46.	Representación de un algoritmo de agrupamiento	115
Figura 47.	Mapa de calor	123

Figura 48.	Tipo de prótesis usada por todos los sujetos con amputación transtibial	126
Figura 49.	Sistema Pedar	127
Figura 50.	Medición del CoP	128
Figura 51.	Excursión del CoP	132
Figura 52.	Velocidad del CoP	132
Figura 53.	Rango del CoP	133
Figura 54.	Valor RMS del CoP	133
Figura 55.	Amplitud promedio del CoP	133
Figura 56.	Amplitud máxima del CoP	133
Figura 57.	Amplitud mínima del CoP	134
Figura 58.	Elipse para el grupo de personas con amputación transtibial, pierna derecha	135
Figura 59.	Elipse para el grupo de personas con amputación transtibial, pierna izquierda	136
Figura 60.	Elipse para el grupo control, pierna derecha	136
Figura 61.	Elipse para el grupo control, pierna izquierda	137
Figura 62.	Espectrograma dirección ML, pierna izquierda	140
Figura 63.	Espectrograma dirección ML, pierna derecha	141
Figura 64.	Espectrograma dirección AP, pierna izquierda	141
Figura 65.	Espectrograma dirección AP, pierna derecha	142
Figura 66.	PSD dirección ML, pierna izquierda	143
Figura 67.	PSD dirección ML, pierna derecha	143
Figura 68.	PSD dirección AP, pierna izquierda	144
Figura 69.	PSD dirección AP, pierna derecha	144
Figura 70.	PSD en la dirección AP y ML para ambas piernas y grupos	145
Figura 71.	Bandas de frecuencia entre los grupos de estudio	147
Figura 72.	Frecuencia media en la dirección ML	149
Figura 73.	Frecuencia media en la dirección AP	149
Figura 74.	Frecuencia mediana en la dirección ML	150
Figura 75.	Frecuencia mediana en la dirección AP	150
Figura 76.	Ancho de banda del 99 % en la dirección ML	152
Figura 77.	Ancho de banda del 99 % en la dirección AP	152
Figura 78.	Ancho de banda de 3 dB en la dirección ML	153
Figura 79.	Ancho de banda de 3 dB en la dirección AP	153
Figura 80.	Relación de la potencia espectral (SPR)	154

Figura 81.	Entropía aproximada y muestral	160
Figura 82.	Entropía MSE, dirección ML	162
Figura 83.	Entropía MSE, dirección AP	163
Figura 84.	Gráfico de confianza de las variables para el desplazamiento del CoP	172
Figura 85.	Mapa infométrico del sistema considerando el desplazamiento	174
Figura 86.	Estructura del modelo generado por Powerhouse	175
Figura 87.	Gráfica de ganancia acumulada para el modelo de estabilidad considerando el desplazamiento del CoP como entrada	176
Figura 88.	Gráfico de confianza de las variables para la velocidad del CoP	180
Figura 89.	Mapa infométrico del sistema considerando la velocidad	181
Figura 90.	Gráfica de ganancia acumulada para el modelo de estabilidad considerando la velocidad del CoP como entrada	182
Figura 91.	Valores distintos de cada variable	184
Figura 92.	Valores distintos de cada variable empleada en el análisis de velocidad del CoP	188
Figura 93.	Representación gráfica de los datos de mediciones de desplazamiento del CoP en un espacio bidimensional	193
Figura 94.	Diagrama de espectro de los clústeres para el desplazamiento del CoP	193
Figura 95.	Histograma de la distribución de los datos en todo el conjunto y en cada clúster evaluando el desplazamiento del CoP	196
Figura 96.	Mapas de calor de cada una de las variables considerando el desplazamiento del CoP	197
Figura 97.	Representación gráfica de los datos de velocidad del CoP en un espacio bidimensional	199
Figura 98.	Diagrama de espectro de los clústeres para la velocidad del CoP	200
Figura 99.	Distribución de los datos en todo el conjunto y en cada clúster evaluando el desplazamiento del CoP	202
Figura 100.	Mapas de calor de cada una de las variables considerando la velocidad del CoP	203
Figura 101.	Clústeres de los grupos al analizar desplazamiento del CoP	204
Figura 102.	Clústeres de los grupos al analizar la velocidad del CoP	206

Índice de tablas

Tabla 1.	Pruebas para valorar el equilibrio estático y dinámico del ser humano	60
Tabla 2.	Características de los sujetos que participaron en el estudio	126
Tabla 3.	Características técnicas del equipo y de los sensores usados	127
Tabla 4.	Parámetros lineales del CoP en la dirección ML	130
Tabla 5.	Parámetros lineales del CoP en la dirección AP	131
Tabla 6.	Relación de potencia de frecuencia en las tres bandas	146
Tabla 7.	Frecuencia media y mediana entre los grupos de estudio	148
Tabla 8.	Ancho de banda del 99 % y 3 dB	151
Tabla 9.	Relación de la potencia espectral (SPR)	154
Tabla 10.	Valores de la entropía aproximada y muestral	158
Tabla 11.	Valores de la entropía MSE para la dirección ML	161
Tabla 12.	Valores de la entropía MSE para la dirección AP	162
Tabla 13.	Datos analizados en el desplazamiento del CoP	168
Tabla 14.	Agrupaciones (<i>bins</i>) de cada variable incluida en el análisis del desplazamiento del CoP	169
Tabla 15.	Valores de los datos luego de la agrupación	169
Tabla 16.	Entropía de cada variable observada en desplazamiento del CoP	171
Tabla 17.	Selección de variables en desplazamiento del CoP	171
Tabla 18.	Estadísticas infométricas del sistema considerando el desplazamiento del CoP	173
Tabla 19.	Valores de rendimiento para el modelo MAXIT generado considerando el desplazamiento del CoP	176
Tabla 20.	Datos analizados en la velocidad del desplazamiento del CoP	177
Tabla 21.	Agrupaciones (<i>bins</i>) de cada variable incluida en el análisis de velocidad del CoP	178
Tabla 22.	Valores de los datos de velocidad luego de la agrupación	178

Tabla 23.	Entropía de cada variable observada en la velocidad del CoP	179
Tabla 24.	Selección de variables al analizar la velocidad del CoP	180
Tabla 25.	Estadísticas infométricas del sistema considerando la velocidad del CoP	181
Tabla 26.	Valores de rendimiento para el modelo MAXIT generado considerando velocidad del CoP	182
Tabla 27.	Comparación de los valores de variables de desplazamiento sin agrupar y agrupados	185
Tabla 28.	Comparación de los valores de variables de velocidad sin agrupar y agrupados	189
Tabla 29.	Datos analizados en el desplazamiento del CoP	192
Tabla 30.	Valores medios de las variables de velocidad del CoP en los clústeres	194
Tabla 31.	Comparación de clústeres evaluando el desplazamiento del CoP	195
Tabla 32.	Datos analizados en la velocidad del desplazamiento del CoP	198
Tabla 33.	Valores medios de las variables de desplazamiento del CoP en los clústeres	200
Tabla 34.	Comparación de clústeres evaluando el desplazamiento del CoP	201

Introducción

La estabilidad postural estática es una base importante en la condición del individuo para hacer movimientos, soportar la estabilidad dinámica y constituye un elemento central para garantizar las capacidades adecuadas de llevar a cabo actividades diarias, entre las que se encuentran las transiciones hacia o desde posturas frecuentes; por ejemplo, el inicio o la terminación de la marcha, sentarse a pararse o pararse a sentarse, correr, montar bicicleta, hacer ejercicio, agacharse a amarrar sus zapatos, entre otras.

La estabilidad no implica solo la suma de reflejos estáticos, en realidad es una habilidad compleja basada en la interacción de los procesos sensorio-motores dinámicos, entre los que se encuentran los sistemas propioceptivos para el apoyo de superficies, visual para obtener la adecuada realimentación sobre la eficacia de los movimientos y vestibular para la gravedad sensorial, integrados con información aferente para generar una salida motora, donde se involucran actuadores músculo-esqueléticos que actúan contra la superficie de apoyo. Además, es importante el lóbulo frontal en la corteza cerebral para hacer un correcto y organizado movimiento, así sea mínimo. Cada uno de estos sistemas aporta en el reclutamiento de información para generar los actos-reflejos necesarios para que un sujeto permanezca en una posición vertical ortoestática, también llamada estática postural. Por otro lado, en sujetos sanos (sin patologías), el aporte a la estabilidad se debe al sistema propioceptivo en un 70%; el sistema vestibular que controla la orientación del tronco y la cabeza en el espacio contribuye con el 20%, y el 10% restante es aportado por el sistema visual. De allí que la alteración de uno o varios sistemas conlleve la afectación de la estabilidad postural; por ejemplo, un mal control postural aumenta el riesgo de caídas, impide el desplazamiento

autónomo, mayor consumo de energía para realizar las actividades diarias y, por ende, una disminución de la calidad de vida del individuo.

Todo el proceso de equilibrio y control postural de forma independiente se logra, en la mayoría de los casos, desde los primeros años de vida gracias a la maduración, el aprendizaje, la integración y la realimentación de diversos sistemas que componen al ser humano; gracias a los movimientos controlados, independientes y eficientes, un niño, un joven y un adulto pueden efectuar actividades cotidianas simples o complejas, según lo requiera. Sin embargo, esta estabilidad del equilibrio está sujeta a varios factores mecánicos (base de sustentación, altura del centro de gravedad, ubicación de la proyección del centro de gravedad), fisiológicos (edad, fatiga, alteraciones vestibulares, consumo de fármacos, alcohol o sustancias psicoactivas), psicológicos (temor, estrés, ansiedad), entre otros.

Por lo anterior, los estudios para entender la estabilidad en diferentes grupos poblacionales, así como las medidas precisas y fiables ligadas a la estabilidad, son fundamentales en la detección y prevención de enfermedades. La medición de las fuerzas ejercidas contra el suelo, durante la postura estática de bipedestación, se usa comúnmente para cuantificar la estabilidad postural; esto se denomina “estabilometría”, ya que numerosas investigaciones han sugerido que cualquier comprensión de la estabilidad debe considerar tanto el desplazamiento del centro de presión (CoP) como su velocidad. Generalmente, la estabilometría se centra en las propiedades de la serie temporal del CoP, en dos direcciones: antero-posterior (AP) y medial-lateral (ML). Sin embargo, el análisis del CoP produce un conjunto de datos (parámetros estabilométricos) que aportan información valiosa sobre la estabilidad. Los parámetros estabilométricos más comúnmente reportados en la literatura, son aquellos que describen las propiedades estadísticas lineales de la trayectoria CoP, considerada como una señal estacionaria, en los dominios de tiempo y frecuencia.

La caracterización de grupos poblaciones se lleva a cabo usando estos parámetros, entre los que se encuentran, en el dominio del tiempo: la excursión, el rango, la amplitud promedio o desplazamiento, el valor RMS, la velocidad, el valor mínimo y el máximo de amplitud. Y en el dominio de la frecuencia: la transformada de Fourier a corto plazo (STFT), la densidad

espectral de potencia (PSD), la relación de potencia de frecuencia entre diferentes bandas (baja, media y alta), la frecuencia media (MPF), la frecuencia mediana (MDF), el ancho de banda ocupado del 99%, el ancho de banda de 3 dB, y la relación de potencia espectral (SPR).

Igualmente, el análisis no lineal ha tenido incursión en los últimos años, usando la entropía como medida de cuantificación de la estabilidad para distinguir el comportamiento grupal; este método de extracción de características mide la complejidad del sistema en el dominio del tiempo. Y siguiendo este tipo de análisis, proponemos emplear la teoría matemática de la información (TI) propuesta por Shannon y el método de agrupamiento (*clustering*) para detectar las características de la estabilidad fundamentada en el desplazamiento y la velocidad del CoP; la TI permite medir la cantidad de información de la entrada que se obtiene en la salida, de esta forma se puede conocer la relación existente entre entradas y salidas; *clustering* realiza agrupamiento entre datos de acuerdo con la cantidad de información que estos poseen.

Este texto aborda el desafío de identificar diferentes métodos de exploración de la estabilidad, con el objetivo de mostrar las particularidades de cada método y así verificar su desempeño. De esa manera, se pueden identificar cuáles métodos permiten entender el proceso del mantenimiento de la estabilidad corporal en posición bípeda y así poder caracterizar la población objeto de estudio. Para ello, se efectuó un estudio con dos grupos poblacionales: un grupo de personas con amputación transtibial unilateral y un grupo de personas sin amputación transtibial (grupo control); en cada uno de ellos se tuvieron 37 sujetos a quienes se les realizó la medición de CoP bajo cada pie y en las direcciones AP y ML.

El análisis de la estabilidad en posición bípeda en personas con amputación transtibial unilateral es base fundamental para una correcta alineación del miembro protésico: permite mejorar las características técnicas de la prótesis y la selección del programa de rehabilitación adecuado, dado que el centro de gravedad se desplaza hacia el lado no amputado; asimismo, hacer una buena distribución del peso, disminuir el gasto energético en la marcha protésica, lograr una marcha relativamente normal, por citar algunas aplicaciones.

Se espera, por tanto, que los resultados obtenidos puedan ser utilizados por investigadores y personal clínico en las aplicaciones clínicas o en los procesos de investigación en consideración a la evaluación del control postural o al desarrollo de programas de rehabilitación en la población de estudio.

Capítulo 1

Generalidades de la estabilidad postural

El estudio de la estabilidad postural es un tema que involucra diferentes disciplinas y que tiene distintos nichos de estudio, ya que se puede hacer con un enfoque “básico” de análisis del equilibrio durante la marcha o actividades de locomoción del ser humano, o en el ámbito deportivo para el mejoramiento de la ejecución de los gestos deportivos o desde el punto de vista de la rehabilitación para la evaluación y el mejoramiento de la marcha patológica. Este libro está enfocado en el análisis de la estabilidad postural estática de personas con amputación en sus extremidades inferiores y que son usuarias de prótesis de diferentes tipos.

Cuando se habla de estudiar la estabilidad postural de los seres vivos, relacionada estrechamente con el sistema musculoesquelético, la parte sensorial, la movilidad y otros factores, puede que se tenga la falsa concepción de que es algo sencillo, pero en realidad y de acuerdo con el nivel de detalle y precisión que se quiera tener al respecto, se deben conocer diferentes definiciones, datos, técnicas y metodologías que intervienen en el control postural, por lo que se deben tener claros algunos conceptos que forman parte de este campo del saber. Por ejemplo, es necesario saber que el sistema sensoriomotor, responsable en gran medida de la estabilidad del ser humano, está compuesto por receptores periféricos, más conocidos como mecanorreceptores periféricos, que se encuentran en la piel, las articulaciones, los ligamentos, los tendones y los músculos y que a través de la integración y el procesamiento central generan una respuesta motora. Todo este proceso se implica en el mantenimiento de la homeostasis articular durante los

movimientos corporales (estabilidad funcional de la articulación) (véase figura 1) (Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez, 2013).

La estabilidad articular se puede garantizar por medio de una actividad sinérgica precisa y armónica entre diferentes estructuras de los sistemas osteoarticular (huesos, articulaciones y cápsulas articulares), musculotendinoso (ligamentos, tendones y músculos) y mecanorreceptor (receptores sensoriales y vías neurales espinales y corticales). Por lo anterior, se puede evidenciar que en la estabilidad articular dinámica intervienen diferentes procesos neurosensoriales, de integración, de procesamiento central y periférico y, finalmente, de respuesta neuromuscular (Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez, 2013).

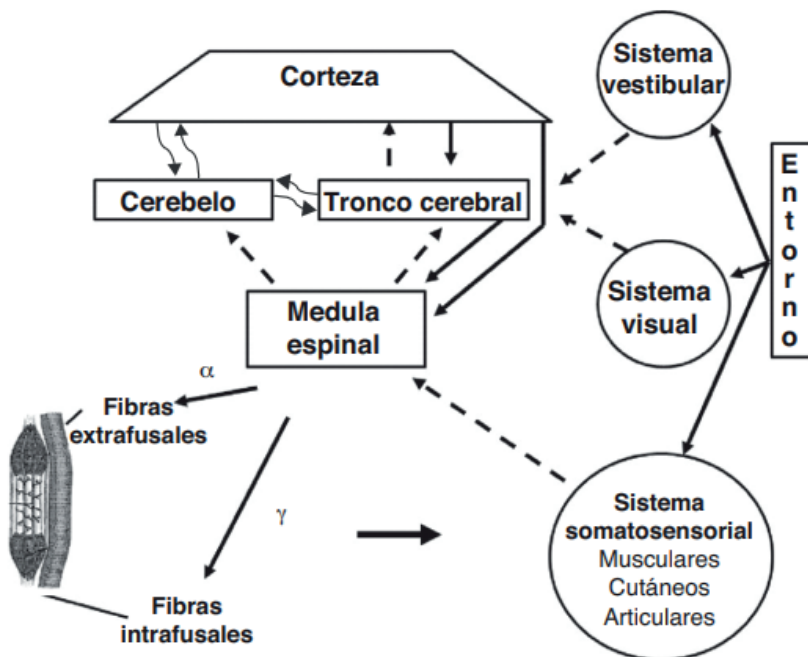
Los procesos neurosensoriales están coordinados por el sistema nervioso central que obtiene información de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual (figura 1). En el sistema somatosensorial se tiene información de la propiocepción (sensación de posición y movimiento de las extremidades), en donde se tiene conciencia de la postura y estabilidad articular y de la postura global, termorreceptiva, dolorosa, lumínica y química derivada de la periferia. En cuanto a la integración y el procesamiento central que originan respuestas motoras en el individuo, el control del movimiento y de la postura del individuo dependerá del flujo de información enviada vía aferente y procesada en un eje central compuesto por la médula espinal, el tronco cerebral y la corteza cerebral, y asociada mediante el cerebelo y los ganglios basales.

Las respuestas motoras generadas, se pueden dar en la médula espinal o por reflejo monosináptico, en donde las respuestas son simples; o en el tronco del encéfalo, en donde se da una respuesta inmediata ante los reflejos más complejos y, finalmente, en la corteza cerebral que controla los movimientos muy complejos.

Finalmente, la respuesta controlada del sistema neuromuscular es la respuesta eferente inconsciente a una señal aferente que tiene como objetivo conseguir la estabilidad dinámica de las articulaciones. Este control neuromuscular también es definido como la capacidad para producir un movimiento controlado mediante la actividad muscular coordinada y la

interacción exacta entre el sistema nervioso y el sistema musculoesquelético. Las principales estrategias para este tipo de control son la coordinación intramuscular, la coordinación intermuscular y el control postural (Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez, 2013).

Figura 1. Representación del funcionamiento del sistema sensoriomotor



Fuente: Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez (2013).

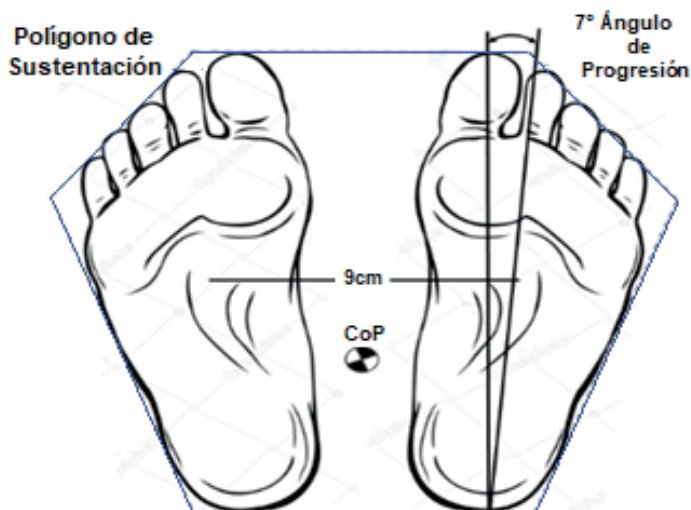
En la sección “Estabilidad postural” se hablará con mayor detalle sobre la estabilidad postural. A continuación, se presentan algunos de los conceptos que serán de ayuda para el lector.

Centro de presión

El centro de presión (CoP) o baricentro corporal, puede ser considerado como una representación 2D del punto en el cual se proyecta el vector de reacción del suelo (figura 2). También, es considerado como el promedio de todas las presiones sobre la superficie del área en contacto del pie sobre el suelo en el plano sagital (movimientos en sentido antero-posterior) y en el plano coronal (movimientos en sentido latero-lateral). En otras palabras, el punto resultante

del intercambio de las fuerzas del pie con el piso (donde la $\sum F_y = 0$), es la fuerza de reacción del piso aplicada a cada uno de los puntos que mantienen contacto entre la superficie plantar del pie con la base y está ubicado en la superficie plantar del pie cuando se está en una posición monopodal o se ubica entre los dos pies cuando se está en posición bípeda o se realiza una actividad bipodal o bípeda (Petrocci y Cárdenas, 2011). Con el Test de Uterberger se puede registrar el desplazamiento del CoP cuando se encuentra en condiciones dinámicas, mientras el paciente eleva alternativamente ambos muslos hasta la horizontal, a un ritmo de 50 pasos por minuto.

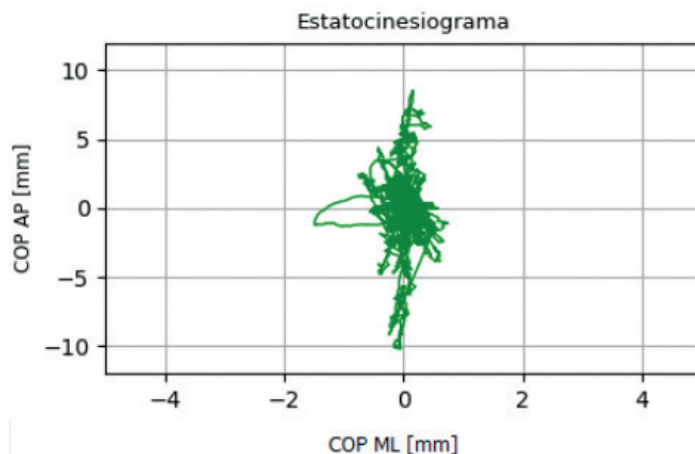
Figura 2. Ubicación del CoP en la base o polígono de sustentación del cuerpo humano



Fuente: Luengas y Toloza (2020b).

El centro de presión es dependiente de la fuerza de reacción que existe en cada pie, que es igual y opuesta a la masa corporal (kg) y de los momentos, que equivalen a los vectores fuerza por la distancia hacia el centro articular (kg.m). La representación gráfica de los movimientos del CoP del paciente sano o con alguna patología en la base de sustentación (BDS) (antero-posteriores y medio-laterales) a lo largo del tiempo se hace mediante un establograma, el cual es analizado por personal experto, cuanto mayor es la dispersión, más deficiente es la estabilidad del equilibrio del paciente (figura 3).

Figura 3. Ejemplo del registro de una prueba de establografía



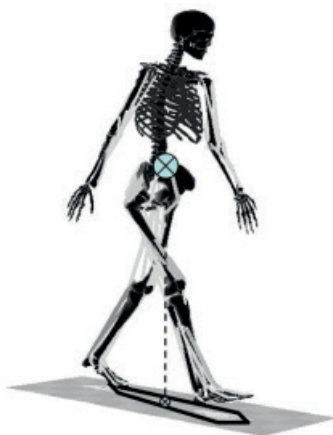
Fuente: elaboración propia.

Centro de gravedad

El centro de gravedad (CG) es un punto imaginario en el espacio tridimensional, en donde se concentra toda la masa corporal de un individuo. En este punto actúa la fuerza de la gravedad en dirección hacia el centro de la Tierra (en el ser humano, está localizado teóricamente a la altura del ombligo) (figura 4). En otras palabras, el CG es el punto que representa el centro de masa teniendo en cuenta la fuerza de la gravedad. La ubicación del CG se afecta por la morfología del sujeto, la posición que adopta y el movimiento que ejecuta; pero en posición de bipedestación estática se ubica en la pelvis menor, cerca de la tercera vértebra lumbar (figura 4), haciendo que su proyección se establezca dentro del polígono de sustentación (figura 2).

Para que un cuerpo se encuentre en equilibrio (teniendo solo en cuenta la gravedad), la proyección de su centro de gravedad debe estar ubicado dentro del polígono de la base de sustentación (BDS). Para una altura reducida del CG con una misma BDS se obtiene un aumento en la estabilidad del equilibrio, ya que la fuerza necesaria para generar un desequilibrio en el individuo también debe aumentar. El polígono o la base de sustentación BDS es la superficie con forma de polígono que abarca la parte externa de los pies (figura 2) (Chaudhry *et al.*, 2011; Luengas y Toloza, 2019). En resumen, una mayor BDS genera que las personas tengan una mejor estabilidad del equilibrio.

Figura 4. Ubicación del centro de gravedad (CG) y variación de la base de sustentación (BDS) durante la marcha humana



Fuente: García y Rodríguez (2016).

Existen algunos factores mecánicos que favorecen el equilibrio aun cuando la proyección del CG no esté en la BDS, estos son: la acción de la fuerza centrípeta, el aprovechamiento de la inercia y la cantidad de movimiento lineal y angular, y el cambio de posición de la BDS. Estos mecanismos actúan según la actividad que esté realizando el individuo para impedir una posible caída.

La regulación del aparato locomotor con el fin de mantener el control de la postura en posición de bipedestación la lleva a cabo principalmente el sistema nervioso central (SNC); este da las instrucciones precisas para producir y coordinar las fuerzas necesarias de control de posición del cuerpo en el área con un ahorro energético (Beltrán, 2008; Bricot, 2008; Chávez, 2016; Duarte y Freitas, 2010; Martín-Casado *et al.*, 2010). Estas fuerzas son:

1. *La alineación corporal*, definida como la acción de conservar la ubicación apropiada de los segmentos del cuerpo entre sí; su función es minimizar el impacto de las fuerzas gravitacionales distribuyendo el peso de forma adecuada en las extremidades inferiores.
2. *El tono muscular*, es un reflejo controlado mediante el cual los músculos se oponen al estiramiento inducido por la fuerza de la gravedad; se caracteriza por una contracción parcial, pasiva y continua de los músculos para mantener una postura corporal afín a la actividad a realizar. Los

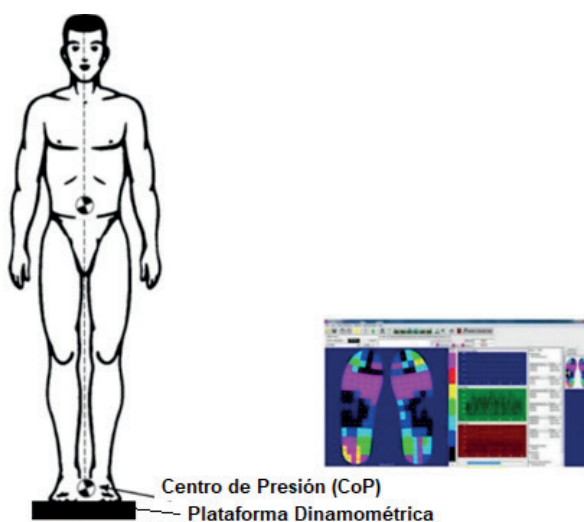
sistemas que dan origen al tono muscular son el huso muscular, las vías aferentes, el complejo sináptico entre terminaciones sensitivas y motoneuronas alfa y gama, así como los axones de estas motoneuronas.

3. *El tono postural*, es la base para el movimiento donde los músculos gravitatorios realizan actividad tónica para mantener el cuerpo en posición vertical durante la posición de bipedestación.

Posturografía

La posturografía (también denominada en ocasiones “estabilometría”) es una técnica cuantitativa (dinámica y estática) que permite estudiar, medir y evaluar el comportamiento de un individuo en posición bípeda con apoyo estable, en condiciones de desestabilización, así como en movimientos activos como la marcha. Además, permite evaluar objetivamente la contribución de los reflejos vestibulo-espinales en la función del equilibrio, el estado y la eficiencia del control postural del ser humano sano, con déficit de equilibrio, con trastornos cerebrovasculares o con traumatismos craneoencefálicos, por medio del estudio del movimiento del centro de presiones (CoP) sobre una plataforma dinamométrica (figura 5) e informa de diversos aspectos del equilibrio postural durante el movimiento y la bipedestación.

Figura 5. Posición de un paciente durante una prueba de posturografía



Fuente: Luengas y Toloza (2020b).

La posturografía dinámica computarizada (en inglés, *computerized dynamic posturography*, CDP) es conocida como una técnica que refleja objetivamente los cambios en la capacidad funcional de equilibrio y produce patrones claramente identificables, lo cual complementa el diagnóstico clínico de los especialistas (rehabilitadores, neurólogos, otorrinolaringólogos y oftalmólogos) (Balaguer García *et al.*, 2012). El control postural es una función básica para el ser humano, ya que le permite desarrollar varias de sus actividades que requiere para su vida cotidiana; este control se logra mediante la integración y regulación automática o subconsciente del sistema nervioso central (SNC) compuesto por el cerebro, el cerebelo y el córtex, los cuales intervienen permanentemente en la actividad humana, permitiendo la autonomía del ser humano, así como su relación con el entorno en el que se desenvuelve (García, 2016).

La posturografía, en general, es una prueba diagnóstica y terapéutica empleada para registrar las variaciones asociadas a la postura. Permite cuantificar de forma objetiva y reproducible la estabilidad o inestabilidad de un paciente, lo cual es útil para diseñar y planificar un tratamiento rehabilitador y efectuar procesos de seguimiento o monitoreo de la evolución de un paciente.

Existe la posturografía estática, que estudia la postura estática sin perturbación y el individuo intentando quedarse inmóvil en una posición bípeda estática, mientras observa fijamente a un punto fijo a la altura de los ojos (figura 5). Hay diferentes variaciones de la posturografía estática; por ejemplo, con los ojos abiertos o cerrados, con la cabeza en posición normal o en hiperextensión, realizando simultáneamente actividades mentales, con una base firme o inestable o usando un balancín.

También, se puede evaluar la postura de un paciente con un programa de posturografía estática (SPGIII), mediante el estudio de las diferentes pruebas combinando varias posiciones de la cabeza, el cuerpo y el uso de visión referenciada y una plataforma (goma-espuma), con el cual se puede valorar los resultados obtenidos usando una plataforma dinamométrica fija y las diferentes pruebas de Romberg (Agrawal *et al.*, 2011), en donde se muestra cómo la superficie del CoP aumenta entre dos y tres veces cuando el

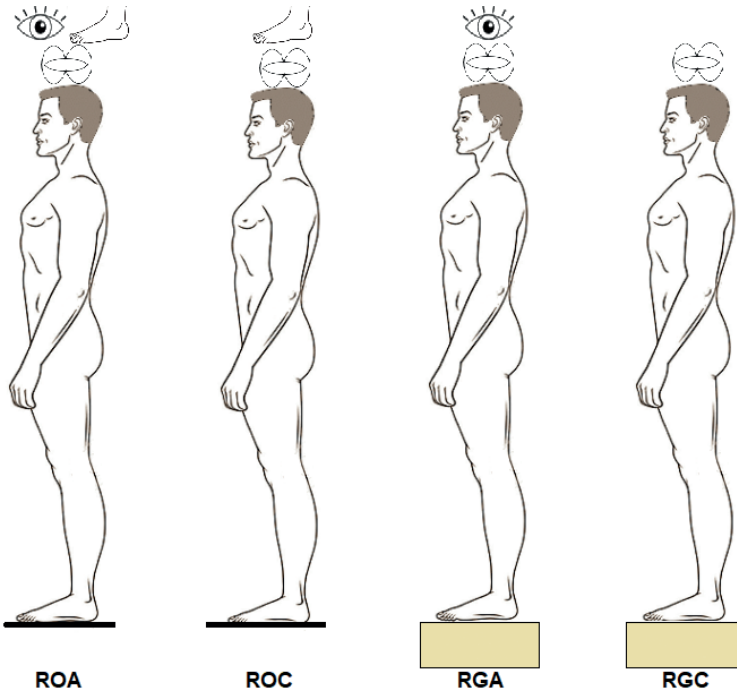
paciente tiene los ojos cerrados (García, 2016). Las pruebas de Romberg (figura 6), son:

- Test 1 de Romberg con ojos abiertos (ROA), sobre plataforma fija.
- Test 2 de Romberg con ojos cerrados (ROC), sobre plataforma fija.
- Test 3 de Romberg con ojos cerrados con la cabeza hiperextendida, sobre plataforma fija.
- Test 4 de Romberg con ojos abiertos (RGA), sobre base de goma-espuma.
- Test 5 de Romberg con ojos cerrados (RGC), sobre base de goma-espuma.
- Test 6 de Romberg con ojos cerrados con la cabeza hiperextendida, sobre colchón de goma-espuma.

Luego de hacer este programa de posturografía estática, se pueden obtener diferentes patrones, tales como:

- Normal en todas las pruebas, en donde la persona tiene una compensación normal.
- Normal para la prueba 1 (ojos abiertos, sobre plataforma fija), donde el paciente necesita toda la información disponible en el medio para mantener el equilibrio.
- Efecto visual dominante, donde el paciente pierde el equilibrio cuando cierra sus ojos.
- Efecto propioceptivo dominante, es decir, el paciente pierde el equilibrio cuando se ubica sobre una superficie móvil.
- Efecto combinado o fórmula vestibular, donde el paciente pierde el equilibrio cuando cierra los ojos y está ubicado sobre una superficie móvil. En este patrón, la información vestibular del paciente es la única que no se ha alterado.
- Ausencia de interacción sensorial, es decir, no hay ningún efecto en las condiciones alteradas o el efecto es semejante.

Figura 6. Patrones básicos sensoriales detectados en pruebas de posturografía



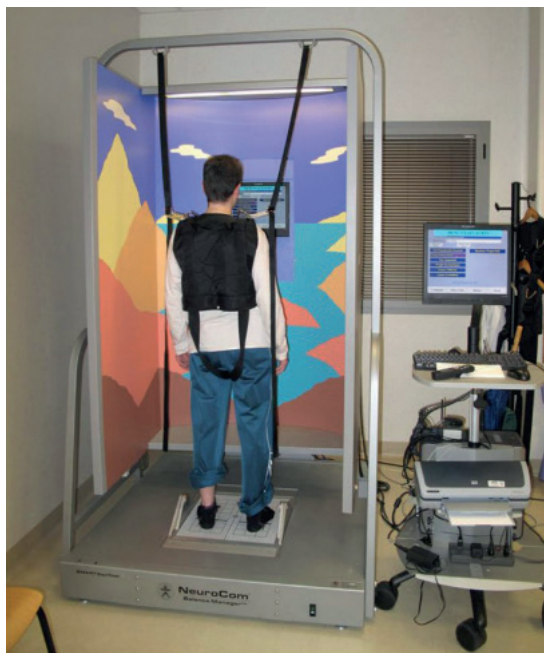
Fuente: elaboración propia.

Mediante estas pruebas de estabilidad, se puede determinar el grado de estabilidad de una persona, realizar análisis sensoriales y de la estrategia de equilibrio, así como una alineación del centro de gravedad de un paciente.

Además, durante una condición de equilibrio casi estático, se puede llegar a determinar las coordenadas del CoP y la superficie de la curva correspondiente a la elipse que incluye el 85 % o el 95 % de los puntos registrados. El procesamiento de los datos obtenidos del desplazamiento del CoP en los ejes antero-posterior y medio-lateral permite a expertos precisar, por un lado, su espectro de potencia (FFT, Fast Fourier Transformation) y, por otro, el grado de intercorrelación entre los parámetros. En el individuo “normal” ubicado en una posición de bipedestación estática, la superficie que barre el CoP es muy reducida ($\pm 1 \text{ cm}^2$). En condiciones normales, el CoP está situado por detrás y a la derecha del centro de la plataforma, el análisis secuencial no presenta picos u oscilaciones inferiores a los 0,5 Hz (García *et al.*, 2017).

Por otro lado, la posturografía cinética o dinámica estudia la postura cuando un movimiento o perturbación es aplicado a una persona y la respuesta del paciente a dicha perturbación. Para este tipo de análisis, se requiere de una plataforma de fuerza móvil, un entorno visual y un computador para la recepción y el procesamiento de las señales obtenidas en la prueba (figura 7).

Figura 7. Sistema de posturografía dinámica computarizada






Fuente: García (2017).

Este tipo de posturografía consta de un grupo de pruebas que estudian el comportamiento motor del paciente y otras que estudian la organización sensorial, las dos asociadas al equilibrio del paciente. Con lo anterior, se mide el grado de oscilación postural en el sentido antero-posterior del paciente en diferentes condiciones sensoriales (García *et al.*, 2017) (figura 8), tales como:

1. Ojos abiertos, entorno visual y plataforma de soporte fija.
2. Ojos cerrados y plataforma de soporte fija.
3. Ojos abiertos, entorno visual móvil (moviéndose proporcionalmente al ángulo de balanceo antero-posterior del cuerpo) y plataforma de soporte fija.

- 4. Ojos abiertos, entorno visual fijo y plataforma de soporte móvil (moviéndose proporcionalmente al ángulo de balanceo antero-posterior del cuerpo).
- 5. Ojos cerrados y plataforma de soporte móvil.
- 6. Ojos abiertos, entorno visual móvil y plataforma de soporte móvil, entre otros.

Figura 8. Pruebas de valoración de la estabilidad del equilibrio bajo diferentes condiciones

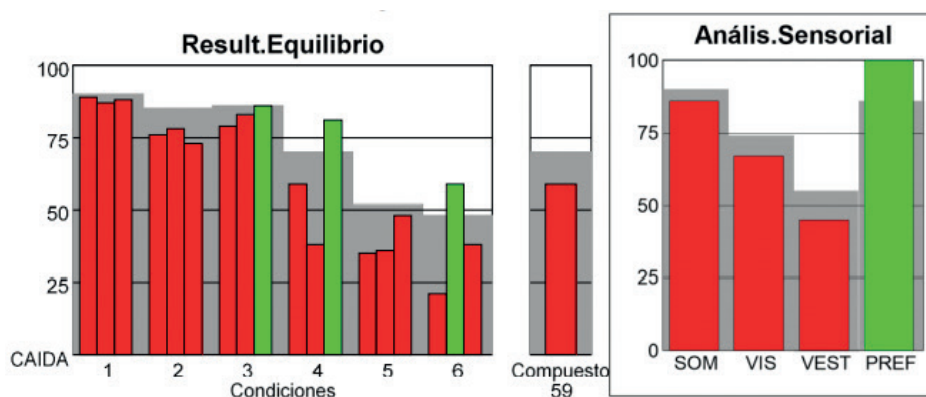
		CONDICIÓN VISUAL		
TIPO DE PLATAFORMA		OJOS ABIERTOS	OJOS CERRADOS	ALTERACIÓN DE LA VISIÓN
	FIJA	1 	2 	3 
	MÓVIL	4 	5 	6 

Fuente: García-López y Rodríguez-Marroyo (2015).

Con la posturografía dinámica computarizada se pueden hacer las siguientes pruebas:

- **Test de organización sensorial**, también conocido como “prueba de organización somatosensorial” (SOT). Es una prueba que permite a especialistas analizar el aporte individual y combinado que tiene cada sistema en el control del equilibrio. El resultado de esta prueba es el grado de estabilidad o porcentaje de equilibrio (Equilibrium Score). En este test, se hace un análisis sensorial, un análisis de la estrategia (movimiento realizado para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación) y un patrón afisiológico (para pacientes con trastornos somatomorfos, en depresión y con trastornos de ansiedad) (figura 9).

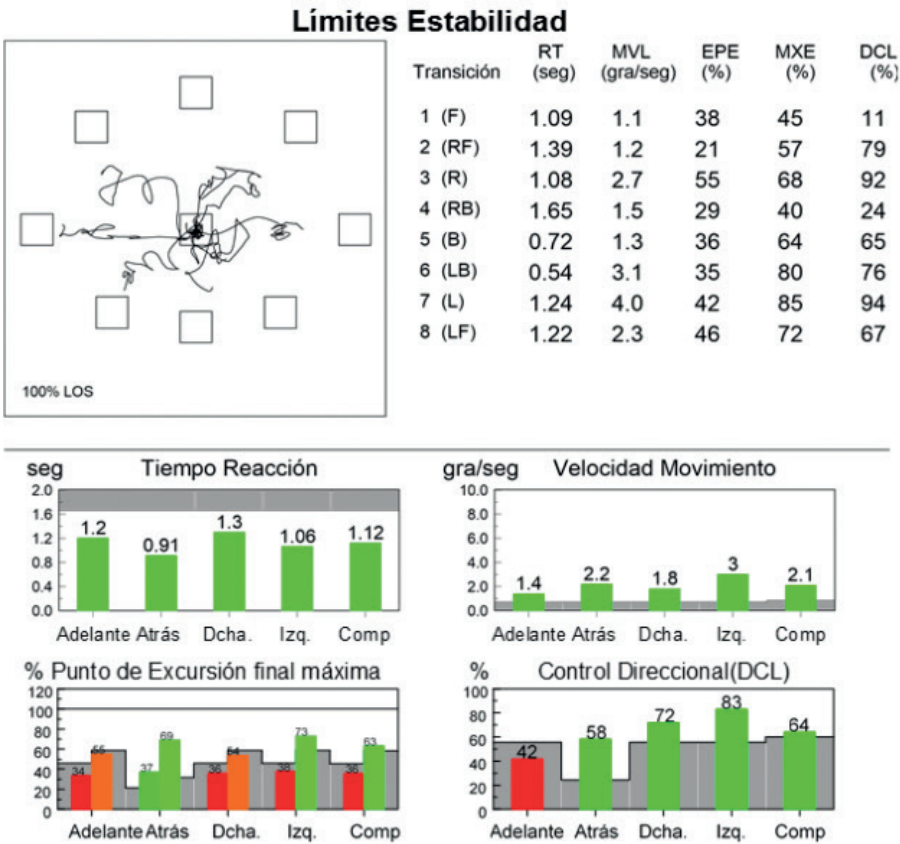
Figura 9. Presentación de información obtenida en un SOT para un paciente con un patrón afisiológico



Fuente: modificada de Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas (2017).

- **Límites de estabilidad.** En esta prueba se busca determinar el área en el que puede moverse su centro de presiones sin que el paciente pierda el equilibrio. Para esta prueba, se le pide al paciente que, al observar la representación de su centro de presiones en una pantalla situada frente a él, la desplace en ocho direcciones diferentes (según las indicaciones que se le den), que van a ir apareciendo mediante dianas en un monitor, siempre iniciando en la posición central (figura 10). Esta prueba ofrece la siguiente información:
 - Tiempo de reacción (s) desde que se ilumina la diana hasta el inicio del movimiento.
 - Velocidad de movimiento del movimiento del centro de presiones (grados/s).
 - Punto de excursión inicial, que es la distancia recorrida en el primer intento de alcanzar la diana (en porcentaje [%] de límites de estabilidad).
 - Punto de excursión máxima, que es la distancia máxima alcanzada (expresada en porcentaje [%] de límites de estabilidad).
 - Control direccional, que compara el movimiento hacia el objetivo y en la dirección contraria.

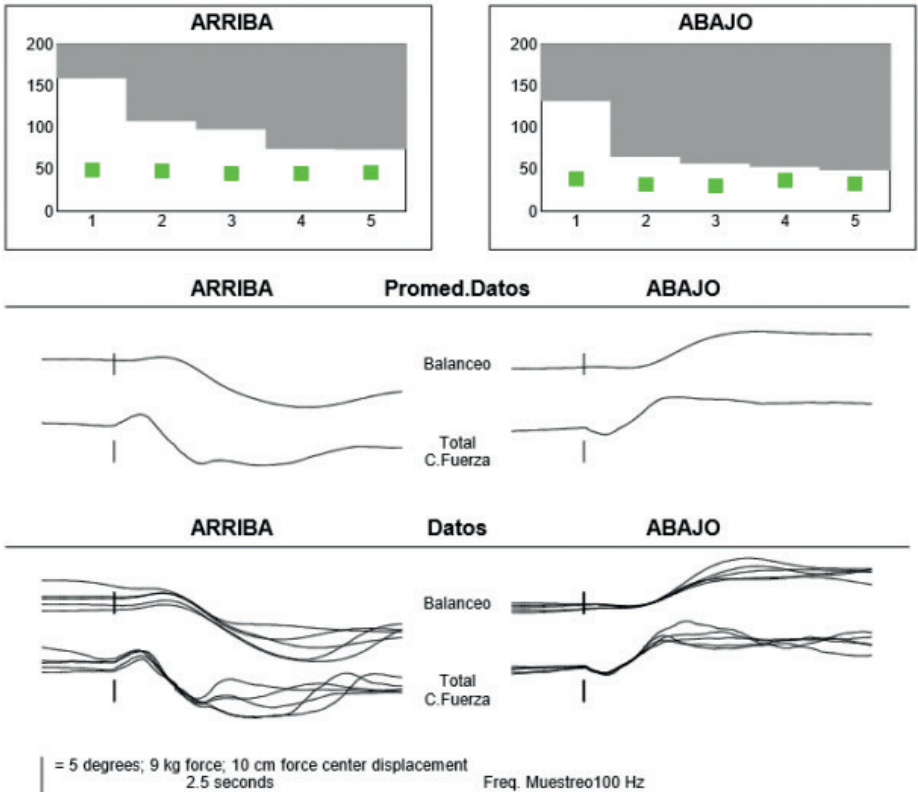
Figura 10. Presentación de los resultados de una prueba de límites de estabilidad de un paciente con déficit vestibular izquierdo



Fuente: Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas (2017).

- **Test de adaptación.** Es una prueba que permite medir la capacidad de reacción de un individuo ante movimientos bruscos e inesperados. Para esta prueba, se somete al paciente a rápidas rotaciones de la plataforma (cinco hacia adelante y cinco hacia atrás), lo que provoca respuestas automáticas del paciente que busca contrarrestar la tendencia a desplazarse o a caer (figura 11). Estas respuestas automáticas se analizan por un periodo de 2,5 segundos, cuando la amplitud de los movimientos va disminuyendo con cada intento, representa un patrón de normalidad, ya que el paciente tiene buena capacidad de adaptabilidad al cambio; por el contrario, una mayor frecuencia en el movimiento o en las caídas es evidencia de alteraciones y dificultad para caminar en superficies irregulares o inestables.

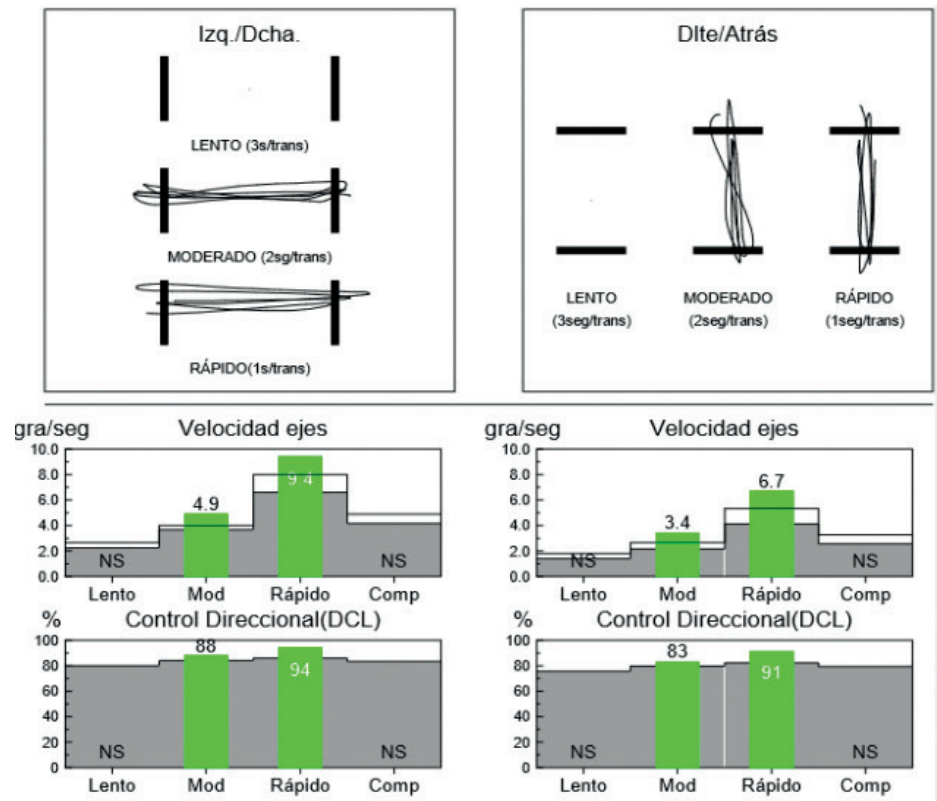
Figura 11. Resultados de un test de adaptación para una persona normal



Fuente: Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas (2017).

- **Desplazamiento máximo voluntario o control rítmico del peso.** Es una prueba que permite identificar la capacidad de realizar desplazamientos rítmicos del centro de gravedad del propio paciente. Con esta prueba se determinan la velocidad sobre el eje y el control direccional. La prueba consiste en que un paciente debe seguir una diana (representación de su centro de presiones) que se mueve a diferentes velocidades en los planos anteroposterior y lateral (figura 12).

Figura 12. Presentación de resultados de un Test de Control del Ritmo



Fuente: Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas (2017).

Otros parámetros cinéticos que se pueden medir, evaluar e investigar por medio de una prueba de posturografía (Lafuente y Belda, 1997), son:

- Desplazamiento medio del punto de aplicación en el eje de ordenadas (X), medido en milímetros.
- Desplazamiento medio del punto de aplicación en el eje de abscisas (Y), medido en milímetros.
- Desplazamiento medio total del punto de aplicación, desde el origen, en línea recta, medido en milímetros.
- Ángulo del desplazamiento formado por la anterior recta y el eje OY, siendo positivo hacia la derecha y negativo hacia la izquierda, medido en grados.
- Dispersión en x del punto de aplicación (Dx), que equivale a la desviación típica de dicha coordenada, medida en milímetros.

- Dispersión en y del punto de aplicación (D_y), que equivale a la desviación típica de dicha coordenada, medida en milímetros.
- Área media barrida por el punto de aplicación (A), que se calcula a partir de las dispersiones en x y y , medida en milímetros cuadrados.
- Distancia recorrida por el punto de aplicación (D), medida en milímetros.
- Velocidad media de desplazamiento del punto de aplicación (V), que se calcula dividiendo la distancia entre la duración de la prueba, medida en metros/segundo.

En la mayoría de los estudios de posturografía con fines de valoración funcional o de seguimiento de un proceso de rehabilitación, se adopta como “criterio de normalidad”, el que los valores resultantes se encuentren dentro de un intervalo de ± 2 desviaciones estándar en torno al promedio de esa variable en población sana de edad semejante, aunque el concepto final lo debe dar un grupo de especialistas junto con el resultado de otras pruebas clínicas y exámenes complementarios.

La combinación de los resultados de las pruebas sensoriales permite determinar qué patrón (o patrones) sensorial es responsable de la alteración del equilibrio corporal y, también, el sistema sensorial que domina principalmente el control corporal. Lo anterior ayuda a personal experto a generar diagnósticos de la condición de equilibrio de un paciente. Los principales patrones sensoriales (García *et al.*, 2017) identificados mediante las pruebas de posturografía son:

- *Patrón de disfunción vestibular*: se presentan fallos en las condiciones 5 y 6, es decir, el paciente no cuenta con estímulos vestibulares o no los utiliza adecuadamente, lo que genera un aumento del balanceo cuando cierra los ojos y está sobre una plataforma móvil, por lo que, para mantener el equilibrio, necesita estar en la condición 1.
- *Patrón de disfunción visual*: el equilibrio disminuye cuando se está con los ojos cerrados o la visión alterada por el entorno, condiciones 2 y 5 o 3 y 6. En este caso, el paciente no dispone de estímulos visuales adecuados (se suprimen las aferencias somato-sensoriales), lo que hace que aumente el balanceo para mantener el equilibrio.

- *Patrón de disfunción somatosensorial*: el equilibrio del individuo disminuye cuando la plataforma de soporte es móvil, condiciones 4, 5 y 6. El paciente, al no contar con estímulos somatosensoriales y con los ojos cerrados, hace que el balanceo aumente para mantener el equilibrio.
- *Patrón afisiológico*: en este caso, el paciente presenta un bajo equilibrio más en pruebas sencillas (1 y 2) que en las complejas (3, 4, 5 y 6).

La posturografía cumple un papel muy importante en la valoración funcional, así como en la evolución de la rehabilitación de pacientes con alteraciones del equilibrio, ya que permite conocer su estado funcional en cuanto al control del equilibrio, por medio de la información (cuantificada) sobre el funcionamiento de diferentes sistemas sensoriales que participan en esta acción, tales como visual, vestibular y somatosensorial. Estas informaciones generadas por los diferentes sistemas, son representadas por los marcos referenciales geocéntricos, con respecto al centro de la Tierra; referencial gravitatorio (sistema vestibular y graviceptores abdominales); referencial egocéntrico constituido por el eje céfalo-caudal en el que es importante el uso combinado de la información propioceptiva y referencial alocótrico (sistema visual con la retina central y periférica) (García, 2016). Permite medir no solo los componentes sensoriales, sino también el sistema motor y el control inconsciente cerebeloso, que favorecen el mantenimiento del control postural.

Mediante la posturografía se puede evaluar el equilibrio de un individuo de forma cualitativa y cuantitativa, se obtiene el estatocinesiograma y el estabilograma para las porciones anteroposterior y medio-lateral en diferentes condiciones, el tiempo de la prueba (duración) y su frecuencia de muestreo; permite también conocer el grado de alteración funcional que provocan las patologías tanto centrales como periféricas. Además, se puede obtener con claridad el grado de disfunción o alteración que presenta el paciente y el grado de compensación que realiza para mantener el equilibrio corporal, permitiendo que la persona pueda afinar sus respuestas posturales. Lo que no permite esta técnica, es el diagnóstico diferencial entre las patologías.

Por otro lado, con el estudio de la posturografía, se pueden generar estrategias para el control y mantenimiento del CoP, diseñar o seleccionar mejor

un tratamiento realizando un completo control de la eficacia del mismo; e incluso, generar procesos de rehabilitación mediante técnicas de realimentación basadas en el déficit objetivado del paciente, determinar los límites de estabilidad de una persona, se potencia la confianza de un paciente inestable y, por ende, se fomenta su autosuperación y autocontrol. Además, ayuda a aumentar la capacidad del paciente para hacer un control voluntario del desplazamiento de su centro de gravedad (Peydro de Moya *et al.*, 2005). Asimismo, conocer el déficit del control postural de un paciente, ayuda significativamente en el desarrollo de planes o estrategias para prevenir el riesgo de caídas durante la marcha o subida y bajada de escaleras.

Según Lafuente y Belda (1997):

la mayor dificultad de la posturografía estriba en la determinación de las pruebas de medida que proporcionen información significativa y en la selección de parámetros que se puedan extraer de dichas medidas y que permitan caracterizar el estado funcional del equilibrio del sujeto y emitir valoraciones clínicas útiles. (p. 24)

En resumen, los resultados de la posturografía son útiles para caracterizar las alteraciones del equilibrio de una persona, identificar patrones de rehabilitación vestibular, monitorear la evolución de procesos de rehabilitación de pacientes con problemas de equilibrio o vértigo, diseñar tratamientos y cuantificar su eficacia y permite cuantificar el papel que desempeña la vista, la propiocepción y el sistema vestibular en el equilibrio de un paciente.

Plataformas de fuerza

Dado que las plataformas de fuerza son herramientas clave en los estudios sobre la estabilidad del ser humano, es importante comprender qué es y cómo funciona. Una plataforma dinamométrica, es un equipo o sistema de análisis de movimiento que permite medir y analizar las fuerzas de reacción que el pie de un individuo ejerce sobre el suelo (superficie de apoyo) durante la bipedestación estática y dinámica, la marcha y la realización de un movimiento o gesto determinado, empleadas desde finales de 1900 (García *et al.*, 2017) (figura 13). Esta fuerza de reacción puede ser ejercida en los tres ejes (X, Y y Z) y medida mediante tecnologías de transductores extensiométricos y piezoeléctricos, pero depende del tipo de plataforma que se tenga, se puede

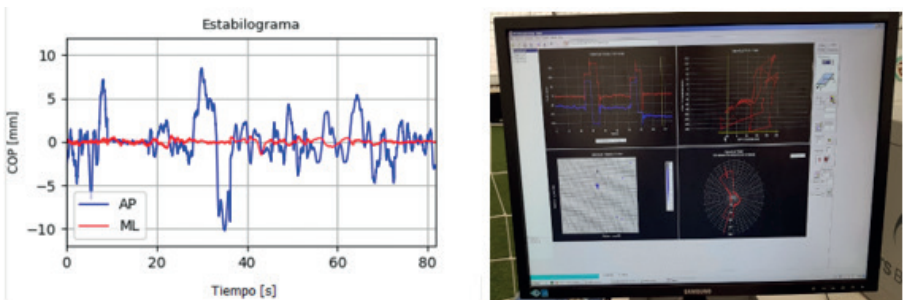
obtener una, dos (bidimensionales) o las tres componentes (tridimensionales) para el estudio (figura 14).

Figura 13. Sistema de plataforma de fuerza con marcadores y cámaras de video



Fuente: elaboración propia.

Figura 14. Registro sobre una plataforma de fuerzas del desplazamiento relativo del CoP respecto al CG



Fuente: elaboración propia.

Por lo general, estas plataformas dinamométricas son de forma cuadrada y vienen instrumentadas con cuatro sensores transductores de presión, ubicados simétricamente uno en cada esquina de la plataforma para medir las fuerzas verticales y un transductor ubicado en el centro para medir las

fuerzas horizontales a lo largo del eje anteroposterior en el plano paralelo al suelo. Las diferencias en las mediciones de los sensores anteriores y posteriores reflejan el movimiento antero-posterior y la diferencia entre los sensores laterales refleja el movimiento de un lado a otro del paciente.

Existen algunas plataformas que permiten registrar, medir y analizar las fuerzas que el pie o los pies ejercen durante una posición estática y dinámica (Villalobos *et al.*, 2020), para evaluar las fuerzas en los tres ejes (X, Y y Z): fuerzas verticales, anteroposteriores (AP) y mediolaterales (ML). Las más citadas en la literatura para procesos de investigación o de valoración clínica del equilibrio estático son:

- *La Plataforma de Fuerza Dinamométrica*, para la valoración posturográfica de equilibrio, que permite el análisis y seguimiento de alteraciones del equilibrio estático mediante gráficos de fácil comprensión. La valoración se hace en dos etapas: primero se hace una valoración sensorial y dinámica y luego una valoración de control y de habilidades.
- *La Plataforma de Fuerza AMTI* (Modelo OR6-5-1), empleada para la investigación biomecánica del equilibrio. Se hace el registro del movimiento del centro de presión (CoP) en cuatro periodos diferentes de dos segundos cada uno y el tiempo que duran estables sobre la plataforma. Con esta información se pueden evaluar los efectos del tiempo y la capacidad de los pacientes en la estabilización y el mantenimiento del equilibrio corporal.
- *La Plataforma de Fuerza Portátil* (GK-100, IMM, Mittweida, Alemania), se utiliza para identificar variaciones en el equilibrio estático.
- *La Plataforma de Fuerza Posturográfica*, permite valorar la estabilidad del paciente, evaluar el balance corporal, localizar rápidamente el centro de presión (CoP) y encontrar probables alteraciones del equilibrio estático.
- *Las plataformas estabilométricas*, suelen tener de tres a cuatro sensores y se usan para valorar el desplazamiento del centro de presiones del cuerpo (CoP), en estudios de posturología, aunque no permiten medir las presiones del pie en todos sus puntos (figura 15).

Figura 15. Modelo de plataforma estabilométrica



Fuente: Montañola Vidal (2014).

Estas plataformas de fuerza se basan en 1-8 sensores que permiten medir fuerzas en los ejes anteroposterior, mediolateral y vertical, pero no son capaces de medir las presiones del pie en todos los puntos (Montañola Vidal, 2014).

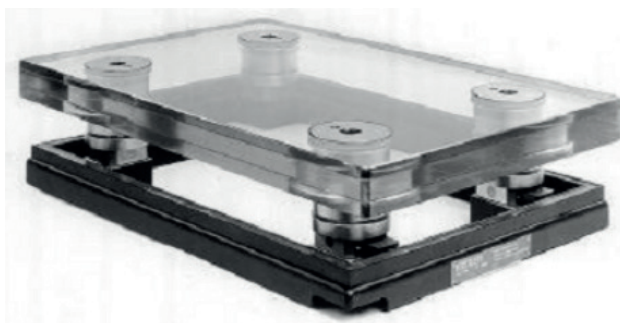
Para el estudio del equilibrio dinámico se cuenta con tecnología más avanzada, ya que se requiere obtener información más completa y confiable en poco tiempo. Para este tipo de evaluación, investigadores y personal de la salud emplean sistemas y equipos como los que se presentan a continuación:

- *El Sistema Maestro de Balance Inteligente* (Smart Balance Master System), es una plataforma de fuerza dinámica que registra, en tiempo real, todos los grados de movimiento y las fuerzas verticales ejercidas por medio de los pies del paciente sobre la plataforma, permitiendo medir la posición del centro de gravedad y el control postural. Además, hace posible el registro del equilibrio estático y dinámico.
- *La Plataforma de Fuerza AMTI* (Modelo OR6-5-1000), permite medir, con alta confiabilidad, las fuerzas y los movimientos que se ejercen sobre la superficie de la plataforma y es de gran utilidad para evaluar e investigar el equilibrio estático y dinámico, ya que cuenta con un sistema que registra las tres fuerzas X, Y y Z, con sus tres componentes.
- *La Plataforma de Fuerzas Extensiométrica Dinascan 600M* (IBV, España), hace el registro en tiempo real y análisis funcional de los movimientos

realizados en cualquier actividad motriz relacionada con el equilibrio estático y dinámico. Esta plataforma tiene diferentes usos, tales como el análisis funcional de la marcha normal y patológica, la valoración de discapacidad y su evolución, ayuda en la calibración de ayudas técnicas, ortesis y exoprótesis, la valoración del equilibrio corporal, el daño corporal e incapacidades laborales (Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020).

- *La Plataforma Móvil KAT 2000*, permite hacer el registro de forma eficaz ofreciendo una solución conveniente para el estudio del equilibrio estático y dinámico, especialmente en grupos numerosos de pacientes y con una confiabilidad de más del 95 %.
- *La Plataforma de Fuerza Dinámica (Kristler 9286AA)*, permite el registro inmediato de los datos y detectar las fuerzas y movimientos muy pequeños que se presenten en las pruebas, ya que utiliza sensores de gran calidad, es muy utilizada en los campos del equilibrio estático y dinámico. Además, tiene buena resistencia y durabilidad (figura 16).

Figura 16. Plataforma de fuerzas tipo Kristler



Fuente: Montañola Vidal (2014).

- *La Plataforma de Presiones Pedistar*, es usada para el análisis biomecánico de la marcha en 3D y permite efectuar estudios estáticos, posturoológicos y dinámicos. Para el análisis estático es muy útil, pues permite evaluar la posición del punto de gravedad, la presión máxima y media en el antepié y el retropié; combinada con la visualización 3D es usada para realizar estudios estabilométricos (Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020) (figura 17).

Figura 17. Plataforma Pedistar



Fuente: Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay (2020).

- *La Plataforma PodoPrint*, incorpora funciones baropodométricas para análisis estático y dinámico. Tiene 1600 sensores de 1 cm² cada uno y una adquisición de frecuencia de 100 imágenes por segundo. La visualización de la presión se puede hacer por medio de líneas de presión, puntos, valores numéricos, contorno o 3D. Tiene un software (PodoPrint) que calcula superficie (cm²), fuerza (%), presión máxima y media por pie, y genera una distribución espacial de presión (Cervera-Garvi, 2020).
- *La Plataforma Neo-Plate*, permite el análisis estático y dinámico de presiones, así como el análisis posturológico, mediante sus sensores de presión tipo resistivos. Su software calcula superficie (cm²), fuerza (%), presión máxima y media por pie y también genera una distribución espacial de presión (Cervera-Garvi, 2020).

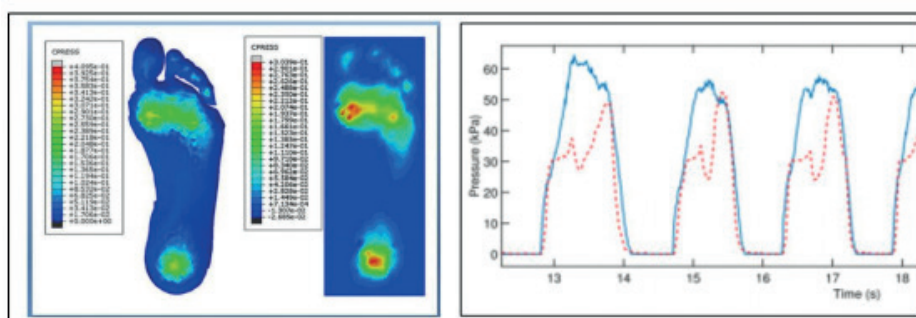
Plantillas instrumentadas

Adicional al uso de plataformas de fuerza, en los estudios de estabilografía estática y dinámica para pacientes normales, con alguna deficiencia en el control postural, personas en procesos de rehabilitación, deportistas de diferentes grados de formación, pacientes con pie diabético, personas con pie plano, entre otras, se emplean las plantillas instrumentadas para medir y monitorear la distribución de la presión plantar mientras camina, corre o hace alguna actividad específica; también para detectar puntos de alta presión,

para estimar el centro de presión del pie del paciente, para determinar la simetría del movimiento, por citar algunas aplicaciones (Echeverry, 2018).

Las plantillas instrumentadas usan sensores de presión para obtener la medida de distribución de presiones ejercidas durante ciertos movimientos, permiten obtener información confiable y directa de la presión ejercida sobre una superficie; además, identificar las zonas con mayor o menor presión y hacer diferentes gráficas según su uso (modelo de presión en un ciclo de marcha, modelo de presión en una prueba de estabilometría, modelo de presión en gestos deportivos, entre otros) (figura 18) (Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020).

Figura 18. Distribución de presión en la planta del pie



Fuente: Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay (2020).

Estas plantillas instrumentadas usan una gran cantidad de sensores de presión (los capacitivos ofrecen alta precisión) y con alta frecuencia de medición y de transmisión de los datos en tiempo real o su registro en una memoria SD para su posterior análisis. Son usadas para medir en condiciones estáticas y dinámicas la distribución de presiones que ejerce el pie sobre la plantilla ubicada dentro del calzado, durante cada una de las fases de contacto del pie con la superficie. Lo anterior es muy útil cuando se requiere diagnosticar y evaluar el comportamiento del pie en múltiples aplicaciones, ya que estas plantillas tienen varias ventajas: son delgadas, cómodas y flexibles, lo que hace posible que se coloque dentro del calzado del paciente en el momento de realizar pruebas de marcha o equilibrio y no afecte su movimiento (figura 19). Existen varios tipos de plantillas que, según el uso, el costo, la precisión, el número de sensores y

otras especificaciones, se pueden encontrar en el mercado para contribuir en los estudios de estabilometría, algunos tipos son:

- *Plantillas Novel*. Estas plantillas usan un conjunto de sensores de presión capacitivos de alta precisión que permiten la obtención de mapas de distribución de presiones en el pie de manera estática y dinámica 2D y 3D e isobárico, datos numéricos de cada sensor, durante la pisada de forma continua y en cualquier entorno o terreno.

Los datos numéricos de cada sensor pueden observarse en tiempo real mediante sistemas de fibra óptica o bluetooth y también es posible ver la línea de desplazamiento del centro de presiones, la superficie, la fuerza y el tiempo de contacto (figura 19), lo que permite el diagnóstico y la evaluación de la función del pie en multitud de aplicaciones. Algunos de sus campos de aplicación son: deporte, clínica, rehabilitación, investigación, laboratorios de análisis de marcha y de biomecánica deportiva y en aseguradoras (Luengas y Toloza, 2019).

Figura 19. Modelo de plantilla Novel



Fuente: adaptado de Luengas y Toloza (2019).

- *Plantillas Moticon*. Son plantillas electrónicas inalámbricas, delgadas y robustas usadas en ortopedia y rehabilitación, pues permiten medir de forma simultánea la distribución de presiones en las zonas plantares, representada en una escala termográfica, la fuerza de reacción del pie durante el apoyo, la aceleración del pie y la trayectoria del centro de gravedad (figura 20) (Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020).

Figura 20. Modelo de plantilla Moticon



Fuente: Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay (2020).

- *Plantillas Biofoot.* Estas plantillas instrumentadas que se introducen en el zapato (entre la suela y la planta del pie) del sujeto de estudio, cuentan con un máximo de 64 sensores piezoeléctricos con una distribución selectiva en zonas de mayor presión plantar (mide desde 0,1 kPa hasta 1200 kPa), un módulo transmisor, una tarjeta de recepción y un software específico de visualización que permite hacer un análisis detallado de presiones durante toda la secuencia de medida, lo que facilita al avance manual o automático (animación) y la representación de la información en varios formatos, como un mapa (con escala de grises) numérico 2D y 3D de presiones, mapa de isobaras, gráficas de área de apoyo/tiempo y fuerza total/tiempo, presiones por sensor/tiempo, la posición y trayectoria del baricentro y la monitorización del mapa de presiones en tiempo real (Cervera-Garvi, 2020). La plantilla puede ser usada en ambos pies y su vida útil es de 3000 pasos, aproximadamente.

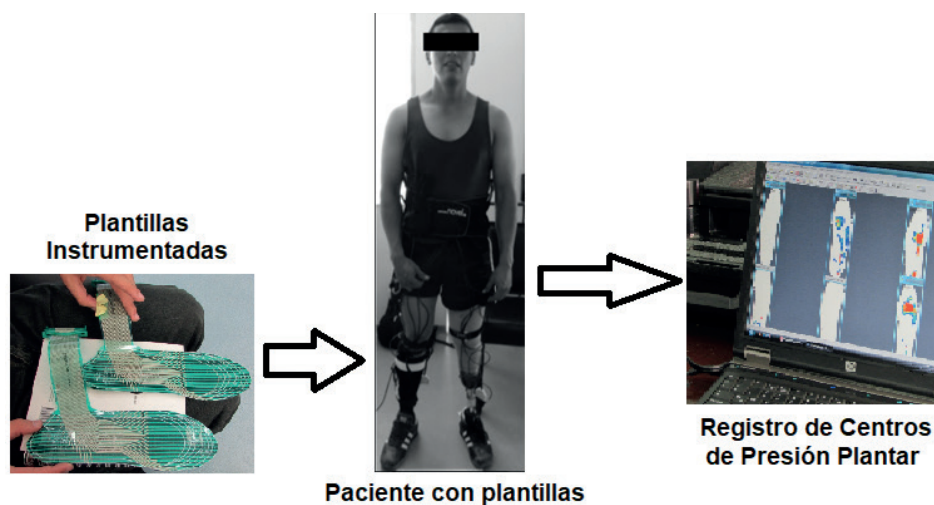
Existen plantillas instrumentadas con sensores de diferentes tipos que permiten medir las presiones del pie en la mayoría de los puntos o en los más relevantes, según el estudio que se desee realizar (Montañola Vidal, 2014). A continuación, se presentan algunos modelos con el número de sensores que manejan:

- PDM 240 con 6 sensores por pie.
- GaitScan con 8 sensores por pie.
- Parotec con 16 o 24 sensores por pie.
- Micro-Emed con 85, 170 y 256 sensores por pie.
- Emed-Pedar con 256 sensores por pie.
- F-Scan con 960 sensores por pie.

Finalmente, existen unas plantillas no instrumentadas, llamadas “plantillas posturales” de tipo exteroceptivas, que producen pequeños estímulos de presión en la planta del pie, que actúan de forma precisa sobre los baropresores dérmicos ubicados superficialmente sobre zonas somatotópicas sistematizadas. Con su acción y gracias a los reflejos posturales condicionan cambios posicionales globales sobre el eje vertical corporal y consecutivamente sobre el plano transversal y horizontal (Beltrán, 2008).

Por medio de este sistema de plantillas instrumentadas pueden detectarse puntos de alta presión, estimar el centro de presión (CoP) del pie del individuo, evaluar la simetría del movimiento corporal y detectar movimientos angulares articulares excesivos en el pie (figura 21). Información que es de gran utilidad para aplicaciones clínicas o proyectos de investigación.

Figura 21. Sistema de registro de centros de presión plantar mediante plantillas instrumentadas



Fuente: elaboración propia.

Las plantillas instrumentadas de presión se emplean, además, para el estudio de la fisiología deportiva y del aparato locomotor del ser humano. En el caso del estudio de la estabilidad del equilibrio corporal, las plantillas instrumentadas permiten diagnosticar y evaluar patologías, estructurales o funcionales, que repercuten en el apoyo del pie y en la distribución de presiones de contacto durante las pruebas de estabilidad postural (García *et al.*, 2017).

Las plantillas instrumentadas están divididas en varias regiones, y cada región es instrumentada para registrar las diferentes presiones que se producen entre el pie y el calzado del paciente o sujeto de estudio, lo que permite un monitoreo completo y continuo de la interacción del pie con el suelo, sin las restricciones de movilidad espacial y de sensores limitados que presentan las plataformas de fuerza que están fijadas al suelo (Luengas y Toloza, 2019).

Las plataformas de fuerzas y las estabilométricas solo facilitan la posición del centro de gravedad en equilibrio dinámico. En estas plataformas, al inclinarse el plano de sustentación se genera una aceleración artificial que es difícil de precisar, por lo que las lecturas de velocidad y trayectoria del CoP pueden verse afectadas. Solo las plataformas electrónicas y las plataformas optométricas tienen una matriz de sensores que permite la medición de las presiones plantares y generan un mapa plantar, pero su costo es elevado. Ahora bien, las plantillas instrumentadas se destacan en los estudios de estabilometría, porque permiten la obtención en tiempo real de diversos valores: mapas de distribución de presiones en el pie de manera estática y dinámica 2D y 3D e isobárico, datos numéricos de cada sensor (de cada pie) y en cualquier entorno o terreno. También, se puede ver la línea de desplazamiento del centro de presiones, la superficie, la fuerza y el tiempo de contacto (Luengas y Toloza, 2019).

Las plataformas de fuerza, si bien miden la fuerza total debida a los pies en contacto con el suelo, no pueden registrar cómo se distribuye esta carga sobre la superficie plantar. Por esta razón, en la actualidad se complementan los estudios con la tecnología que usan las plantillas flexibles instrumentadas insertadas entre el pie y el zapato, las cuales permiten un registro completo de las presiones en diferentes partes de la planta del pie y se puede hacer un seguimiento continuo de la interacción pie-suelo (Lescano *et al.*, 2015).

Otra diferencia entre las plataformas electrónicas y las plantillas instrumentadas, es que las primeras suelen tener entre uno y cuatro sensores por centímetro cuadrado, habitualmente con una disposición reducida de los sensores en forma de tablero de ajedrez, lo que genera zonas sensibles a la presión y otras zonas que no registran ningún valor. Lo anterior se corrige cuando existen plataformas con un alto número de sensores que permiten tener un mapeo completo del fenómeno. En el caso de las plantillas instrumentadas con varios sensores alojados en puntos de presión estratégicos debajo de la planta del pie, hacen que cuantos más sensores se dispongan por centímetro cuadrado, mayor y mejor será la aproximación del mapa plantar a la realidad del sujeto o paciente (Lescano *et al.*, 2015).

Postura

El término de “postura” tiene diferentes interpretaciones según el campo o situación de estudio. En biomecánica, la postura se refiere a la alineación que tienen los diferentes segmentos corporales y también a la orientación del cuerpo respecto del entorno, por lo que evidencia una relación entre la percepción y la acción. Por otro lado, también se puede considerar como:

- La capacidad de mantener todo el cuerpo, o parte de él, en una posición de referencia específica.
- Un conjunto de actitudes (antigravitatorias), cuya función es mantener el cuerpo en una posición dada.
- Orientación de cada segmento corporal con relación a la fuerza de gravedad y a un sistema de referencia.

En otras palabras, la postura es la orientación de los segmentos corporales en relación con los tres sistemas coordinados:

- *Egocéntrico*, donde se detalla la posición relativa de la parte en estudio con respecto a sí misma, solo se tiene el accionar de fuerzas músculo-esqueléticas; influye el sistema propioceptivo y el tacto.
- *Exocéntrico*, empleando la visión se observa la interacción de la parte con el medio que la rodea, con el ambiente donde está expuesta.

- *Geocéntrico*, accionar al campo gravitacional, actúa la fuerza gravitatoria y se requiere el uso de los músculos y tendones para generar las fuerzas antigravitatorias, se detecta con el sistema vestibular (Martín-Casado *et al.*, 2010).

La postura bípeda erecta del ser humano es posible gracias a la contracción tónica ejercida por el sistema muscular (con ayuda de tendones y ligamentos), especialmente por la activación de los grupos extensores del tronco y de las extremidades inferiores. En el caso de los pacientes con prótesis, la alineación, el entrenamiento y la adaptación a la prótesis puede generar en la mayoría de los casos algún grado de desviación y asimetría en el patrón postural generado por diversos factores de la prótesis, tales como longitud del eje, nivel de amortiguación de carga, tipo de articulación protésica, grado de adaptación del socket, entre otros, lo cual puede ser identificado mediante análisis de la marcha en patología del paciente en laboratorios de movimiento (Torres-Pérez, 2005).

La orientación y la estabilización son dos propiedades o finalidades del control postural. El control postural requiere del dominio de la posición espacial del cuerpo con el fin de mantener la estabilidad o la orientación corporal. La orientación postural está definida como la destreza o capacidad para conservar la adecuada correspondencia entre los segmentos corporales y entre estos y el entorno en donde se realizan las actividades, siempre preservando una acción definida. Para lograr la orientación, se requiere el uso de variadas referencias de tipo sensorial del entorno, tales como la fuerza de gravedad, el tipo de superficie de apoyo, la ubicación del cuerpo con los elementos que lo rodean, entre otras. La estabilización de la postura hace referencia a la destreza para conservar la posición de la proyección del centro de gravedad dentro de la base de sustentación, la cual fija los límites de estabilidad (Agrawal *et al.*, 2011; Shumway-Cook y Woollacott, 2017).

Si bien la postura es una condición del ser humano que puede estabilizarse con los ajustes automáticos por el arco reflejo en la médula, el sistema nervioso central también puede en muchas ocasiones iniciar ajustes posturales anticipatorios para contrarrestar las perturbaciones voluntarias; por ejemplo, los deportistas que practican tiro, durante la ejecución del movimiento

emplean los brazos que requieren ajustes preprogramados en el tronco y las extremidades inferiores para mantener una postura estable y optimizar el tiro (Francino *et al.*, 2020), esto se logra mediante entrenamientos y aprendizajes de la técnica necesaria, según el deporte.

Para el mantenimiento de la postura erguida de un individuo, es necesaria la presencia de ajustes posturales anticipatorios que son reacciones musculares y cinemáticas, que se generan de manera previa a la realización de un movimiento voluntario, basadas en procesos de aprendizaje o de experiencias previas de la misma actividad que se va a efectuar. Dado que estos ajustes predictivos dependen de experiencias previas del sujeto, las vivencias del individuo son un factor que puede condicionar la coordinación entre postura y movimiento. Este aprendizaje permite que se realicen movimientos articulares, se fijen segmentos anatómicos y se desplace el centro de masa corporal para mantener el equilibrio, mediante la contracción tónica de los músculos posturales proximales y axiales, antes de que se lleven a cabo los movimientos finales.

Equilibrio

El equilibrio en algunos casos es también conocido como estabilidad postural, que se produce por el procesamiento en el sistema nervioso central (SNC) de información sensorial proveniente de los diferentes receptores posturales. Cuanto menor es el movimiento del centro de presión (CoP) de un individuo para realizar una misma tarea, mayor será la estabilidad del equilibrio que se tiene en esta tarea.

El equilibrio se basa en dos principios: la estabilización del campo visual y el mantenimiento de la posición adoptada, lo cual requiere de diferentes estructuras, como los receptores capsuloligamentosos y musculares, que proporcionan información sobre la posición articular y el estado de tensión de las estructuras periarticulares y musculares; los receptores cutáneo-plantares de presión que brindan información sobre el grado de contacto entre el pie y la superficie de apoyo; los receptores vestibulares del oído (utrículo y sáculo) que proporcionan información sobre la posición de la cabeza en el espacio; los receptores mioarticulares de la región cervical que brindan información sobre la posición de la cabeza con respecto al cuello y al tronco; los

receptores visuales (reflejos vestíbulo-ocular, optocinético y cérico-ocular) y los receptores acústicos, que proporcionan información sobre la posición de los objetos, del propio cuerpo, y de las fuentes sonoras respecto del entorno del individuo (García, 2016).

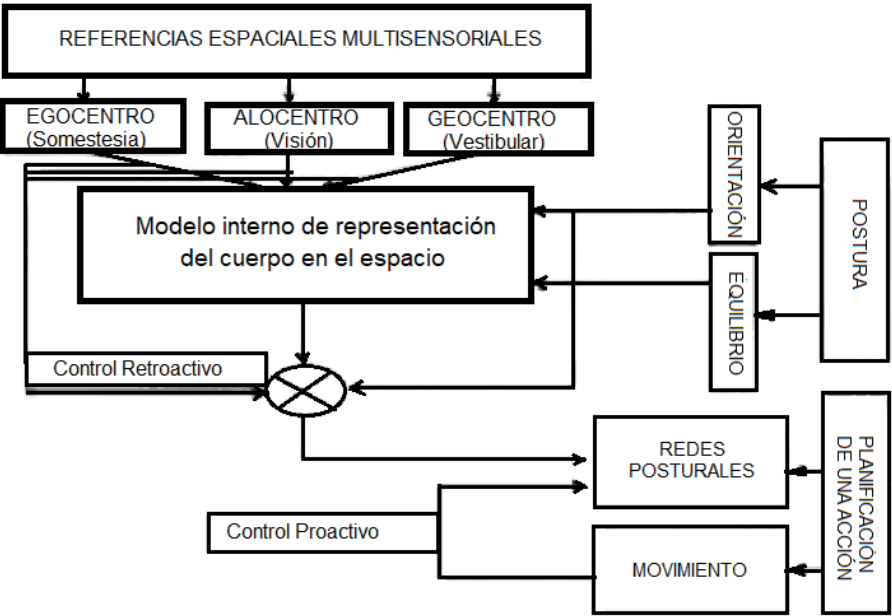
Toda la información de los diferentes receptores es recibida, integrada y procesada por el SNC para luego generar respuestas motoras eferentes, que permiten mantener el control de la estabilidad postural, mediante la actividad tónica muscular postural, lo que genera estática o dinámicamente en cada momento una adaptación de la postura, según la actividad y espacio en donde se encuentre. En una posición bípeda normal (estática), la estabilidad está a cargo de la autorregulación de fuerzas y momentos en las articulaciones tibiotarsianas y coxofemorales del individuo (García, 2016).

En la figura 22 se observa una representación gráfica del proceso de regulación de la postura y el equilibrio corporal. Una condición de equilibrio dinámico, es el resultado del manejo completo e integrado de fuerzas y aceleraciones que están involucradas para mantener el cuerpo erguido y estable durante el movimiento, como durante la marcha, el trote, el salto, entre otros. Es necesaria la realización de movimientos cambiantes, pero perfectamente combinados tanto en el tiempo como en el espacio; y para conseguir esta estabilidad, es necesaria la intervención de varios actores, como la corteza cerebral motora para la contracción voluntaria de los músculos esqueléticos, el sistema cerebeloso y los centros diencefálicos para coordinar la actividad muscular, los receptores vestibulares musculares y ampulares que informan de la posición de la cabeza respecto de la gravedad y de las desaceleraciones lineales y angulares. Los receptores cutáneos plantares y mioarticulares del aparato locomotor informan la posición relativa de cada uno de los segmentos corporales con respecto de los demás en cada momento del tiempo, los receptores visuales que informan la posición corporal con relación al entorno y la velocidad del movimiento o desplazamiento (García, 2016).

Las aferencias visuales desempeñan un papel importante en los movimientos combinados ojos-cabeza-cuello, de tal forma que existe una muy estrecha relación entre el sistema vestibular, la propiocepción muscular del cuello y la visión para la conservación de la estabilidad postural del ser humano. Además, el sistema visual proporciona información sobre el medio

circundante del individuo, distancia del cuerpo con objetos externos y respecto al terreno en que se produce el movimiento corporal o de las extremidades en el espacio (García, 2016).

Figura 22. Esquema general de la regulación central de la postura y el equilibrio



Fuente: adaptado de García (2016).

El cuerpo del ser humano en posición de bipedestación tiene a diario, en la mayoría del tiempo, un equilibrio inestable que continuamente debe ser restablecido por la acción de su sistema neuromuscular mediante las acciones excitatorias e inhibitorias y debido a mecanismos anticipatorios de control postural, es algo así como un efecto de control de bucle cerrado. Este desequilibrio se debe a los movimientos que hacen las diferentes partes del cuerpo (cabeza, tronco y las extremidades superiores e inferiores), así como por la propia acción de la gravedad. El mantenimiento del equilibrio es algo fundamental para los humanos en nuestra vida cotidiana y por medio de la biomecánica se puede valorar cualitativa y cuantitativamente esta estabilidad.

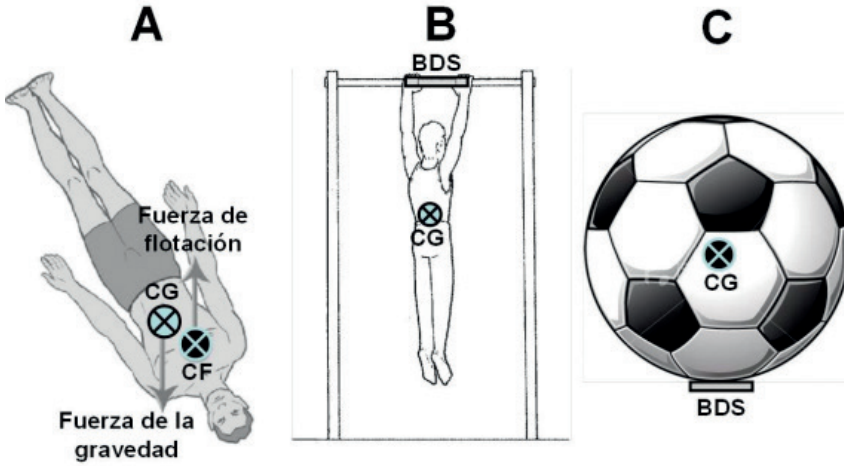
Como se mencionó previamente, un cuerpo se encuentra en equilibrio cuando la proyección de su centro de masa corporal (CM) se ubica al interior del polígono que conforma la base de sustentación; para que esto

ocurra, es necesario que el SNC utilice información aferente procedente de distintas estructuras: propioceptores (detectan la orientación relativa de las extremidades con respecto de la superficie de apoyo), mecanorreceptores y receptores vestibulares (detectan los cambios en la posición de la cabeza con referencia a la verticalidad gravitacional), visuales (detecta los cambios de posición de la cabeza con relación al entorno geométrico que rodea al individuo) y acústicos (detectan la posición de las fuentes emisoras de sonido respecto a la cabeza) (García, 2016).

El equilibrio se define como la condición de hacerse cargo del sostenimiento de una posición corporal en contraposición de la fuerza gravitacional. A continuación, se clasifica el equilibrio con relación a las fuerzas externas (figura 23):

- *Equilibrio inestable*, se da cuando una pequeña fuerza genera un desequilibrio en el individuo (el CG se encuentra encima de la BDS o del centro de flotación). Por ejemplo, durante la marcha, en carrera, montando bicicleta, en práctica de surf o de inmersión en agua (cabeza abajo), entre otros.
- *Equilibrio hiperestable*, se da cuando una fuerza de magnitud considerable es aplicada a un cuerpo y no provoca desequilibrio en el cuerpo u objeto (el CG se encuentra debajo de la BDS o del centro de flotación), o si lo hace, este recupera su posición inicial de equilibrio en muy corto tiempo. Por ejemplo, balance de un gimnasta en una barra fija, paracaidismo, parapente, entre otros.
- *Equilibrio indiferente*, se da cuando las fuerzas externas aplicadas a un cuerpo no generan ningún desequilibrio (el CG siempre se encuentra a la misma distancia de la BDS o del centro de flotación). Por ejemplo, las fuerzas aplicadas a balones en el agua y en el aire, dado que, al cabo de un tiempo muy corto, estos objetos vuelven a su posición inicial de equilibrio.

Figura 23. Tipos de equilibrio en función del centro de gravedad (CG), el centro de flotación (CF) y de la base de sustentación (BDS)



A. Equilibrio inestable, B. Equilibrio hiperestable y C. Equilibrio indiferente.

Fuente: García-López y Rodríguez-Marroyo (2015).

El equilibrio postural es, también, la habilidad que tiene el ser humano para conservar en equilibrio su centro de masa corporal (CM) contra la acción de la fuerza de gravedad y se presenta gracias al control postural, que es la interacción entre el individuo, el entorno que lo rodea y la actividad desarrollada en ese momento. El mantenimiento del equilibrio (estático o dinámico) es como tal, el resultado de una actividad multisensorial y la coordinación precisa de procesos nerviosos de integración y de anticipación.

El estudio y la evaluación del control de la postura de un individuo se ejecuta en posición estática y dinámica, lo que corresponde a un equilibrio estático, reactivo y dinámico, respectivamente (Petrocci y Cárdenas, 2011). En el equilibrio se presentan dos condiciones principales (Algaba del Castillo *et al.*, 2008; Aña-Pino *et al.*, 2015):

- Tanto en el equilibrio estático como en el dinámico la sumatoria de todas las fuerzas actuantes es igual a cero (ecuación 1).

$$\sum_{i=1}^N F_i = 0 \quad (1)$$

- En la rotación de un cuerpo, la sumatoria de todos los momentos de torsión es igual a cero y la velocidad angular es constante (ecuación 2).

$$\sum_{i=1}^N F_i = 0 \quad (2)$$

El equilibrio motriz es un aspecto fundamental en la actividad física y demás acciones de los seres humanos a lo largo de su vida. En la edad temprana del ser humano, el proceso de equilibrio y bipedestación tiene una relevancia significativa en la motricidad individual. Los niños aprenden a controlar su cuerpo para que su centro de gravedad no salga de la base de sustentación (Cabedo y Roca, 2008). En el ámbito de la actividad física y del deporte, el equilibrio es la “capacidad del hombre de mantener su propio cuerpo, otro cuerpo (u objetos) en una posición controlada y estable, por medio de movimientos compensatorios” (García-López y Rodríguez-Marroyo, 2015), aunque hay diferencias entre el equilibrio estático, dinámico y la capacidad de mantener en equilibrio un cuerpo extraño u objeto. En la práctica de algún deporte, el equilibrio tiene una gran importancia, pues en este campo se presentan múltiples situaciones en donde se requiere mantener el equilibrio, ya que de este depende buena parte del éxito para la realización de los gestos deportivos individuales o colectivos; por ejemplo, gimnasia, levantamiento de pesas, patinaje, ciclismo, entre otros.

En este sentido, se pueden considerar dos tipos de equilibrio: el equilibrio absoluto del cuerpo humano, en donde la sumatoria de fuerzas externas en los ejes X, Y y Z y la sumatoria de momentos de fuerza en los mismos ejes, aplicados sobre el cuerpo es “cero”, aquí hay una relación entre el centro de gravedad del ser humano y su base de sustentación; y el equilibrio relativo o “estabilidad del equilibrio” del cuerpo humano, que busca establecer el grado de estabilidad que se tiene (más o menos), dependiendo de la magnitud de la fuerza externa necesaria para provocar un desequilibrio en el individuo (García-López y Rodríguez-Marroyo, 2015). La estabilidad postural es afectada, entre otras cosas, por la distancia de fijación visual del objeto de referencia; en la mayoría de los casos, se ve disminuida luego de alguna lesión articular, especialmente en las rodillas y en los tobillos (Fort Vanmeerhaeghe *et al.*, 2009).

Ahora bien, el equilibrio absoluto es dependiente de la relación entre la ubicación del centro de gravedad del cuerpo humano (CG o punto donde se aplican las fuerzas de la gravedad) y su base de sustentación (BDS) o centro de flotación (centro geométrico del cuerpo humano donde se aplican las fuerzas del aire y del agua), que en la posición de bipedestación es el área de longitud antero-posterior y el ancho medio lateral de la huella plantar, que encierra las plantas de los pies.

El equilibrio presenta varios tipos, entre los que están: el estático, el reactivo y el dinámico. En el equilibrio estático, el individuo solo es afectado por la acción de la gravedad y el cuerpo se encuentra ubicado dentro de la base de sustentación; en este caso, no existen desplazamientos, solo se presenta el control de la postura mediante la realización de ajustes antigravitatorios y la energía potencial es mínima.

El equilibrio reactivo es el que se activa cuando alguna fuerza altera la posición de equilibrio y ocasiona un desplazamiento del centro de gravedad. Y el equilibrio dinámico o anticipatorio, se da cuando el individuo hace algún movimiento de su cuerpo (parcial o total) que lo lleva a estar fuera de la base de sustentación, y hace referencia a la capacidad de conservar el cuerpo estable en situaciones que contengan desplazamiento o movimiento; aquí se establecen los mecanismos capaces de mantener la posición adecuada con baja energía potencial (Petrocci y Cárdenas, 2011).

En el caso del cuerpo humano, el equilibrio, al hacer el movimiento en los diferentes segmentos corporales, se mantiene por la acción del movimiento intencionado antecedido por un movimiento opuesto y anticipado, que permita mantener la proyección del centro de gravedad dentro de los límites de estabilidad del nuevo polígono de sustentación (Chaudhry *et al.*, 2011; Chávez, 2016).

Algunos de los factores que influyen en la estabilidad del equilibrio en los seres humanos son:

- *Psicológicos y ambientales* (estrés, miedo, sistema nervioso central [SNC] alterado, entre otros).
- *Condición física* (fuerza, resistencia, coordinación, agilidad, entre otros).

- *Fisiológicos* (aferecias vestibulares y somatosensoriales, envejecimiento, fatiga, consumo de alcohol, consumo de fármacos y otras sustancias).
- *Mecánicos* (base de sustentación [BDS], proyección del centro de gravedad en la base de sustentación, altura del centro de gravedad, entre otros).

Es decir, una mayor BDS permite que las personas tengan un mejor control o estabilidad del equilibrio. Por ejemplo, cuando los adultos mayores utilizan bastones o caminadores durante la marcha, lo que buscan indirectamente es aumentar su BDS y, por ende, su estabilidad; una menor altura del CG para la misma BDS, lo que genera es un aumento en la estabilidad del equilibrio, porque la fuerza necesaria para generar el desequilibrio también aumenta; para que un cuerpo se encuentre en equilibrio sin tener en cuenta más fuerzas externas que la acción de la fuerza de la gravedad, la proyección de su CG debe estar dentro de la BDS.

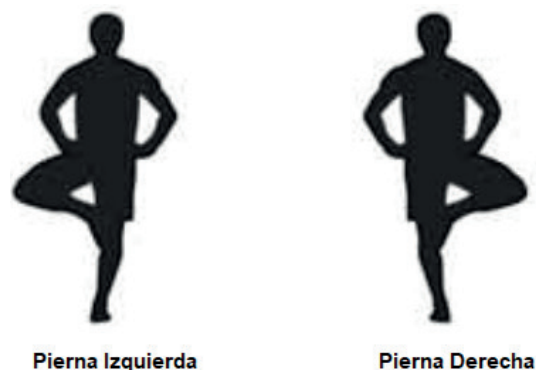
Actualmente, se encuentran dos tipos de metodologías para evaluar el equilibrio: una de ellas es la metodología con plataformas de fuerzas, la cual emplea equipo electrónico para registrar los puntos de presión o la localización de vectores de fuerza que se generan con el cuerpo al estar de pie en forma estática o dinámica. La otra, son las baterías de registro observacional, donde se evalúa al sujeto por medio de tareas motrices estandarizadas y validadas por personal experto en el área (Collado, 2005). Para seleccionar qué tipo de metodología emplear para evaluar el equilibrio, es necesario conocer bien cada una de las técnicas, analizar sus ventajas y desventajas, determinar cuál aplica mejor según el propósito del estudio, las variables a medir, las gráficas y los valores que se pueden generar con las pruebas y el costo e infraestructura que se necesita para su realización.

Existen diferentes instrumentos para la evaluación del equilibrio de niños y jóvenes; por ejemplo, para la evaluación de la coordinación corporal de niños (equilibrio dinámico), se emplea el Körper Koordinations Test Für Kinder (KTK), el cual permite identificar las capacidades individuales de integración sensorio-motoras de los pequeños. Existen también unas baterías o pruebas para evaluar el equilibrio estático y dinámico; por ejemplo, la Batería de Competencia Motriz (BOTMP), fácil de utilizar para identificar habilidades motrices; la Escala de Desarrollo Motor (EDM), que permite

identificar procesos de crecimiento y control de equilibrio en función de la edad; el Test Funtional Movement Screen (FMS), que evalúa la calidad del movimiento de manera general por medio del desempeño motor de los patrones de movimiento fundamentales de una persona; la Batería de Movimiento ABC (MABC), muy útil para medir el índice de dificultad motriz en equilibrio estático y dinámico, y la Batería Psicomotora (BPM), para valorar el equilibrio mediante la observación e identificar el grado de madurez/inmadurez psicomotora del niño (Villalobos *et al.*, 2020).

Para hacer una completa evaluación del equilibrio en personas con alteraciones del equilibrio, se debe valorar su anamnesis, elaborar un cuestionario de valoración subjetiva, valoración del estado general físico, valoración clínica de su equilibrio mediante la marcha y el Test de Romberg (Agrawal *et al.*, 2011), realizar una videonistagmografía y una posturografía, así como pruebas calóricas y rotatorias, entre otras (García *et al.*, 2017). Asimismo, se deben hacer otras pruebas clínicas, tales como el Test de Dundan, el Test de Berg (Leddy *et al.*, 2011), Apoyo monopodal, el Test de Wolfson, el Test de Podsiadlo, la Standing Stork Test (SST) (figura 24) y el de Tinetti para la escala de equilibrio y movilidad; evaluación en apoyo monopodal, Escala de Berg (Leddy *et al.*, 2011) y el sistema de errores (Balance Error Scoring Sistemns [BESS]) (figura 24) (Phillip y Hertel Jay, 2009). La velocidad de oscilación postural es un buen indicador del esfuerzo que necesita una persona para mantener el equilibrio en situaciones perturbadoras (García *et al.*, 2017).

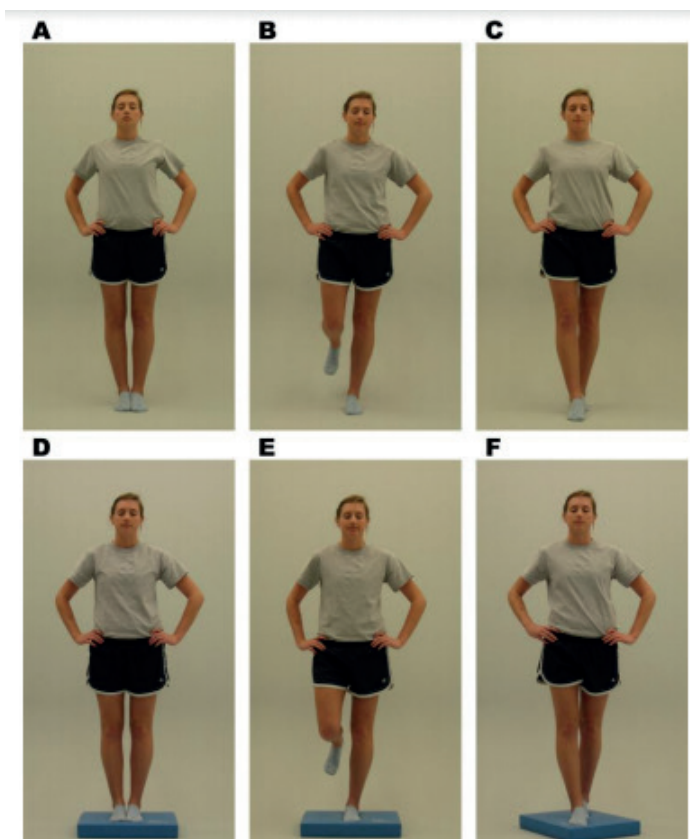
Figura 24. Prueba de equilibrio estático monopodal basado en la Standing Stork. Test con ojos abiertos y cerrados



Fuente: García *et al.* (2017).

En la prueba SST, se mide con un cronómetro la cantidad de tiempo en segundos (s) que el paciente puede mantenerse en la posición monopodal con ojos abiertos y ojos cerrados, lo cual es un indicativo del rendimiento de su equilibrio. Para las evaluaciones clínico-funcionales del movimiento corporal del ser humano, se hacen una serie de pruebas de equilibrio estático y dinámico (figura 25, tabla 1).

Figura 25. Ejemplo de un Balance Error Scoring System (BESS) desarrollado sobre superficie firme (A-C) y sobre superficie (D-F)



Fuente: Ellemborg *et al.* (2009).

Tabla 1. Pruebas para valorar el equilibrio estático y dinámico del ser humano

Pruebas de Equilibrio en Marcha Protésica	
Equilibrio Estático	Equilibrio Dinámico
<ul style="list-style-type: none">• Mantenimiento de posición sedente corta.• Mantenimiento de posición sedente larga.• Desplazamiento del centro de gravedad en posición sedente.• Mantenimiento de posición bípeda con pies juntos.• Mantenimiento en posición bípeda con pies separados al ancho de los hombros.• Apoyo monopodal izquierdo y derecho.• Desplazamiento del centro de gravedad en posición bípeda.• Flexión anterior del tronco en bipedestación.• Flexión lateral del tronco en bipedestación.• En cuclillas.	<ul style="list-style-type: none">• El paciente con los ojos abiertos y el cuerpo erguido camina con apoyo plantar en línea recta y en círculos hacia adelante, atrás, a lado derecho, y al izquierdo. El paciente debe hacer cada prueba colocando las manos mirando al frente, en un total de seis pasos para obtener el máximo puntaje, durante seis pasos se examina la marcha en puntas y en talones.• Para aplicar la prueba se utiliza una línea guía (cinta de enmascarar de 2,4 mm de largo) con la cual camina el paciente.

Fuente: Silva Artunduaga (2012).

Estabilometría

Dado que los movimientos posturales de una persona no son completamente percibidos por el ojo humano en un examen clínico, se necesita de instrumentos de medida que permitan hacer evaluaciones cualitativas y cuantitativas de este fenómeno; es así como la estabilometría permite una medición de los fenómenos de control de la postura corporal de un paciente sobre un estabilómetro o baropodómetro, utilizando plataformas de fuerza que generan coordenadas en el plano sagital y coronal del centro de presión, según las oscilaciones o variaciones del cuerpo en el espacio.

La estabilometría o estatocinesiografía es el campo de investigación clínica y experimental encargado de estudiar, medir y registrar el equilibrio, la oscilación y el balance corporal del ser humano y su relación con la estabilidad en posición bípeda, ya que entre más alineado un cuerpo, menos gasto de energía se requiere para mantenerse en equilibrio y entre menos movimientos del CoP, mejor es el control postural del individuo. La valoración de las desviaciones de los segmentos corporales, puede ser de forma estática mediante el Test de Romberg o de forma dinámica, mediante un Test de Marcha, el Test de Unterberger o el Test de Fukuda (Lafuente y Belda, 1997).

Para la evaluación se miden las variaciones en el tiempo y el espacio del centro de presión (CoP) en direcciones anterior-posterior en el plano sagital sobre el eje Y, y medial-lateral en el plano coronal sobre el eje X (figura 26), la velocidad instantánea del CoP que corresponde a las oscilaciones del CoP en los dos planos sobre el tiempo y valora los eventos para conservar el equilibrio, tales como el control postural y la estabilidad. Durante un apoyo bipodal, el CoP neto en cada uno de ambos planos (anterior-posterior y medial-lateral), puede calcularse con la ecuación 3 (García, 2016):

$$CoP_{neto} = CoP_{izq} \left(\frac{RV_{izq}}{RV_{izq} + RV_{der}} \right) + CoP_{der} \left(\frac{RV_{der}}{RV_{izq} + RV_{der}} \right) \quad (3)$$

Donde:

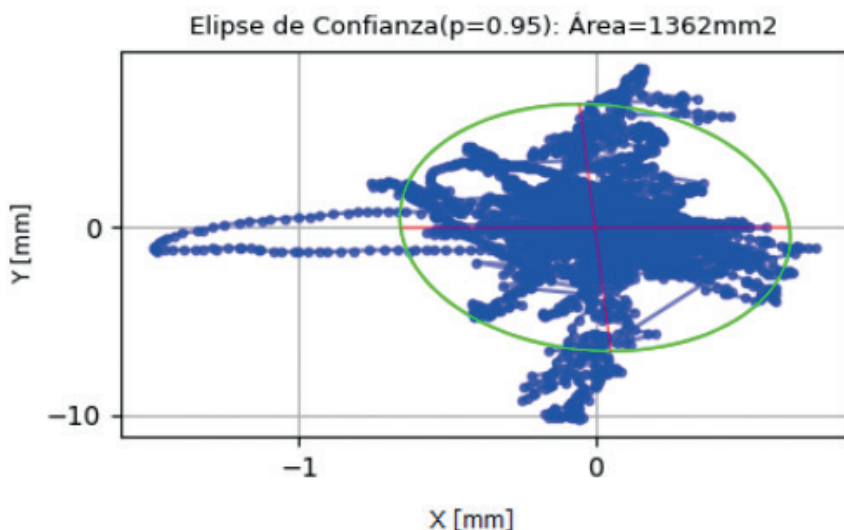
CoP_{izq} : centro de presión correspondiente al pie izquierdo.

CoP_{der} : centro de presión correspondiente al pie derecho.

RV_{izq} : fuerza de reacción vertical debajo del pie izquierdo.

RV_{der} : fuerza de reacción vertical debajo del pie derecho.

Figura 26. Ejemplo de un establograma o registro gráfico de los resultados de una estabilometría



Fuente: elaboración propia.

El CoP de cada pie está relacionado con la activación de los grupos musculares inversores o eversores en cada pie. Las fuerzas de reacción RV (izq-der) representan la carga soportada por cada pie y expresan una fracción variable en el tiempo del peso total corporal del individuo, el cual puede variar biomecánicamente dependiendo de la actividad realizada.

El control incluye la unificación de la información sensorial proveniente de la periferia corporal, específicamente de los mecano-receptores presentes en la superficie plantar de los pies y de los receptores que comunican tanto la posición como la orientación corporal. La coordinación de la información sensorial se lleva a cabo con modulaciones efectuadas por el tobillo por medio de torques que ajustan la longitud de los flexores plantares, para así realizar la compensación continua y refleja del balance del cuerpo que permite conservar la posición estática bípeda; por ello, en la estabilometría se registran las coordenadas X y Y del CoP que corresponden a la ubicación de la fuerza de reacción en la superficie plantar que está en contacto con la zona de apoyo (Cifuentes *et al.*, 2017; Petrocci y Cárdenas, 2011).

La estabilometría requiere el uso de herramientas de alta tecnología que permiten medir y evaluar (cualitativa y cuantitativamente) la estabilidad del equilibrio (figura 27); para esto, hace uso de plataformas de fuerzas estáticas y dinámicas, las cuales varían en términos de su tamaño, el número de sensores, los rangos de medida, la precisión, la frecuencia en la toma de datos de los sensores, la versatilidad del software con el que trabaja la plataforma (variedad de cálculos y gráficos que puede generar), entre otras cosas.

Algunos ejemplos de empresas fabricantes de plataformas son: Tekscan, MIDI_CAPTEURSS.A., BJL Group, Biodex Medical Systems Inc., AMTI Advanced Medical Technology Inc., Physical Support, Anima Corporation, Kristler, Diasu Company, Guy Capron, Neurocom International y SMS Healthcare (Petrocci y Cárdenas, 2011). Con esta técnica se generan registros gráficos del desplazamiento de la proyección del centro de gravedad (CG) corporal sobre una superficie, se realizan mediante un estabilógrafo.

Los elementos del control postural que pueden ser manipulados en las pruebas de estabilometría (Visser Jasper *et al.*, 2008), son:

- El tamaño de la base de soporte
- La retroalimentación visual y propioceptiva
- Las aferencias sensoriales
- La “gravicepción”
- La carga cognitiva

En la figura 27 se presentan los principales tipos de perturbaciones externas que se aplican en las pruebas de estabilometría:

Figura 27. Tipos de perturbaciones externas empleadas en pruebas de estabilometría



Fuente: adaptado de Petrocci y Cárdenas (2011).

Existen diferentes protocolos de estabilometría, desde los más básicos hasta los más completos, dependiendo del tipo de tecnología con el que se cuenta. Los convencionales utilizan una plataforma de fuerzas estática y se hacen protocolos de apoyo monopodal y bipodal con ayuda de barras o arneses para apoyo. Algunos test se hacen con los ojos abiertos o cerrados para evaluar la importancia de la contribución del sentido de la vista en la estabilidad del equilibrio mediante el cociente de Romberg, otros alteran las condiciones de la superficie de la plataforma para cuantificar la contribución del sistema somatosensorial, otros introducen a la prueba información visual errónea y analizan los efectos en la estabilidad del equilibrio, otros protocolos con biofeedback cambian la ubicación del CoP hasta una dianas que se van encendiendo en una pantalla, intentando permanecer en ellas el mayor tiempo posible y el protocolo mixto, en donde se utilizan plataformas móviles, las cuales pueden llevar a cabo los anteriores protocolos de forma estática y dinámica, valorando con mayor profundidad el tipo de

intervención que tienen los sistemas visual, somatosensorial y vestibular en la estabilidad del equilibrio.

La estabilometría sola o acompañada de otros instrumentos como videometría digital y electromiografía, es utilizada para el desarrollo de diferentes estudios científicos y clínicos en distintos grupos poblacionales y con condiciones diversas; por ejemplo, personas sanas, en deportistas, en niños, en adultos mayores, pacientes bariátricos, personas con prótesis u órtesis en sus extremidades inferiores, pacientes en procesos de rehabilitación muscular o tendinoligamentosa y en personas con diferentes alteraciones neurológicas, como enfermedades cerebro-vasculares, migraña, ataxia cerebelosa, Parkinson, resección de tumor, vértigo, estrabismo, extropía, desorden vestibular, cefalea, mielopatía cervical, entre otras.

Estabilidad postural

La estabilidad puede ser considerada como un ajuste postural y una habilidad motora compleja que resulta de la interacción de múltiples procesos sensoriomotores que buscan permitir la marcha, el equilibrio postural, la orientación postural y la interacción con el entorno de manera segura y eficiente (Horak, 2006). Ahora bien, la orientación postural implica el control activo de la alineación y el tono del cuerpo con respecto a la gravedad, la superficie de apoyo, el entorno visual y las referencias internas del individuo dentro de un entorno. En un contexto bien iluminado con una base firme de apoyo, las personas sanas dependen de la información somatosensorial (70%), visual (10%) y vestibular (20%) (Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez, 2013).

Este control postural es la capacidad que tiene una persona de orientar las partes de su cuerpo con respecto a la gravedad, la superficie de apoyo, el entorno visual y las referencias internas. Los sistemas nerviosos sanos alteran automáticamente la orientación del cuerpo en el espacio, según el contexto y la tarea. Además, las personas sanas pueden identificar la vertical gravitacional en la oscuridad con una precisión de 0,5 grados (Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez, 2013).

Por tanto, el equilibrio no es una posición particular, sino un espacio determinado por el tamaño de la base de apoyo (los pies en posición) y las

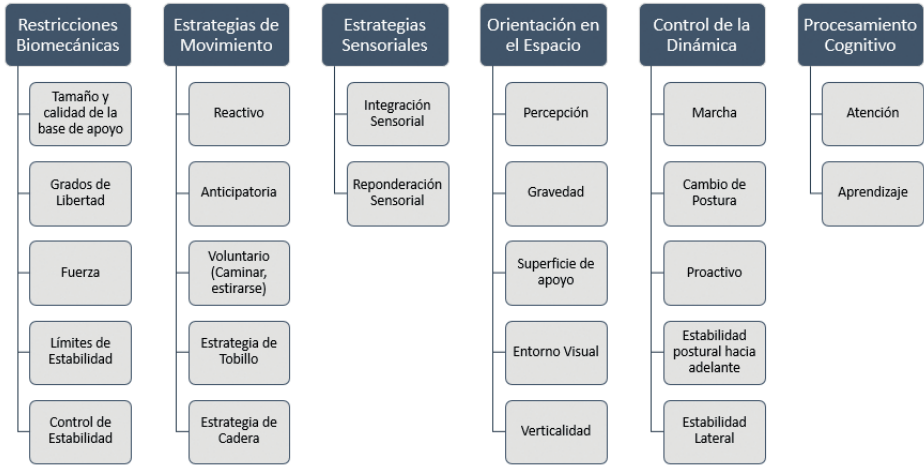
limitaciones en el rango articular, la fuerza muscular y la información sensorial disponible para detectar los límites que se tienen. Para evaluar los desequilibrios neuromusculares entre la pierna dominante y la pierna no dominante (PND), se utiliza el índice de asimetría (ASI), ecuación 4, y para medir las asimetrías entre la extremidad inferior dominante y no dominante se emplean pruebas isocinéticas (Arboix-Alió *et al.*, 2018).

$$ASI = \frac{\text{pierna dominante} - \text{pierna PND}}{\text{pierna dominante}} \times 100 \quad (4)$$

La estabilidad es considerada como la capacidad que tiene un individuo para mantenerse en posición bípeda, moverse en el espacio y regresar su cuerpo de una postura inestable a una estable, gracias al procesamiento combinado de informaciones sensoriales provenientes de los receptores posturales en el SNC (una mejor altura del centro de gravedad para una misma base de sustentación aumenta la estabilidad del equilibrio, porque la fuerza o fuerzas que necesita para generar el desequilibrio también aumentan). Por lo que la función de equilibrio depende de las estrategias que utilizan los individuos para lograr la estabilidad en una tarea en particular dadas sus deficiencias (Horak, 2006).

La estabilidad también es considerada como la respuesta postural dada por el sistema de control postural ante una perturbación externa para que el cuerpo evite perder su equilibrio (Chaudhry *et al.*, 2011). En la estabilidad, el centro de gravedad del cuerpo se mantiene dentro de la base de sustentación, para ello se establece un funcionamiento sincronizado complejo entre los sistemas musculoesquelético y neurológico. Durante la posición de bipedestación estática y mientras se realizan diversas tareas (como caminar), la estabilidad está controlada por las estrategias de estabilización de la cadera y el tobillo principalmente (figura 27); se debe tener en cuenta que, en la posición de bipedestación estática, no se aplica perturbación externa al cuerpo (Kamali *et al.*, 2013). En la figura 28 se presentan los seis recursos más importantes necesarios para la estabilidad y orientación postural del ser humano.

Figura 28. Principales recursos necesarios para la estabilidad y orientación postural



Fuente: elaboración propia.

Desde el punto de vista de la biomecánica, las respuestas dinámicas de la musculatura se pueden dar en cualquier punto del rango de movimiento articular, en cualquiera de los tres planos anatómicos (sagital, frontal y transversal) y según la variación de parámetros dinámicos como trayectorias, velocidades y aceleraciones lineales y angulares de las articulaciones, las cargas externas, las fuerzas de reacción internas, la gravedad y el dolor, entre otros.

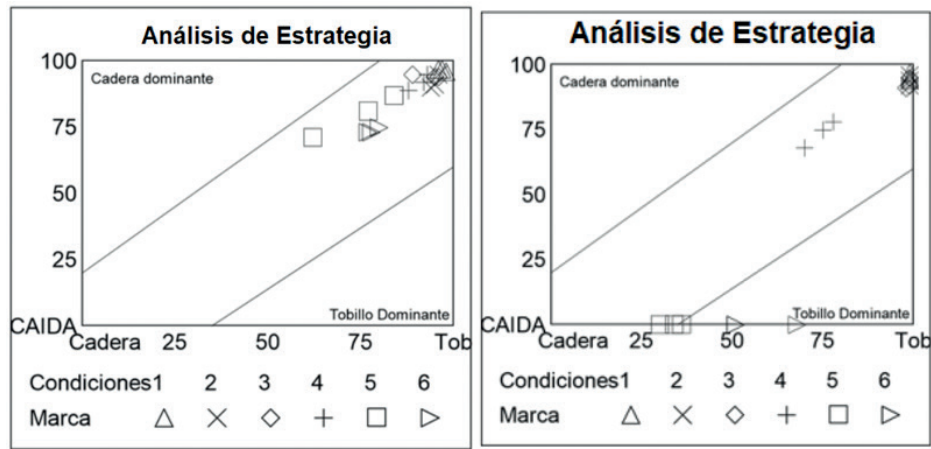
Existen estrategias motrices cuyo propósito es mantener el control postural tanto estático como dinámico; estas son: las estrategias de estabilización por segmento, que fija con relación al espacio la referencia sensorial dependiendo del segmento estabilizado; por ejemplo, la cabeza puede estabilizarse con relación a un punto en el espacio o en relación con el tronco y las estrategias multisegmentarias de reequilibración, cuyo propósito es evitar una caída y mantener el CM en el interior de la base de sustentación. La estrategia de tobillo, en donde la gestión del equilibrio la realiza la movilización y ajuste de las articulaciones tibiotarsianas. La estrategia de la cadera, en donde se asocian los movimientos de las articulaciones del tobillo y de la articulación coxofemoral. La estrategia de descenso del cuerpo para descender el CM o la estrategia del paso adelante o el paso detrás y la estrategia de paso donde el desplazamiento del centro de gravedad va más allá de los

límites de estabilidad, generando movimientos en los pies para evitar una caída (Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas, 2017).

Para el control o equilibrio postural, se pueden utilizar tres tipos principales de estrategias de movimiento que permiten devolver el cuerpo al equilibrio en una posición de apoyo: dos estrategias mantienen los pies en su lugar y la otra estrategia cambia la base de apoyo por medio del paso o estiramiento individual. La estrategia del tobillo, en la que el cuerpo se mueve a la altura del tobillo como un péndulo invertido flexible, es apropiada para mantener el equilibrio para pequeñas cantidades de balanceo cuando está parado sobre una superficie firme. La estrategia de la cadera, en la que el cuerpo ejerce un torque en las caderas para mover rápidamente el CoM del cuerpo, se utiliza cuando las personas se paran en superficies estrechas o flexibles que no permiten una torsión adecuada del tobillo o cuando el CoM debe moverse rápidamente (Fort Vanmeerhaeghe y Romero Rodríguez, 2013).

Un paciente “sano” utiliza diferentes estrategias según el contexto en el que se encuentre para mantener su equilibrio (estrategias de movimiento, la orientación postural, el control dinámico, uso de recursos cognitivos y sensoriales, restricciones de tareas biomecánicas, uso de la experiencia, entre otras) (Horak, 2006). Una de las estrategias más usadas para superficies estables es la estrategia de tobillo y a medida que la superficie se hace más irregular, va empleando la estrategia de cadera para no caer. En cualquiera de estas estrategias, lo que se busca es estabilizar al máximo la postura minimizando el movimiento del centro de masas corporal. Con los análisis de estrategias se obtienen diagramas de porcentajes de estabilidad, de la cantidad de movimientos en el tobillo o en la cadera, que utiliza el paciente en cada condición sensorial analizada (de 0% a 100%). En la figura 29, en el eje vertical se representa la estabilidad o equilibrio, siendo el 100% la mayor estabilidad y 0% la caída; en el eje horizontal se representan las estrategias de tobillo (hacia la derecha) y de cadera (hacia la izquierda). En este sentido, es importante comprender que el límite de estabilidad es la distancia en la que una persona puede mantener el equilibrio sin tener que cambiar su base de sustentación.

Figura 29. Diagrama de análisis de estrategia (izq., paciente con un patrón de normalidad – der., paciente con un patrón vestibular)



Fuente: Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas (2017).

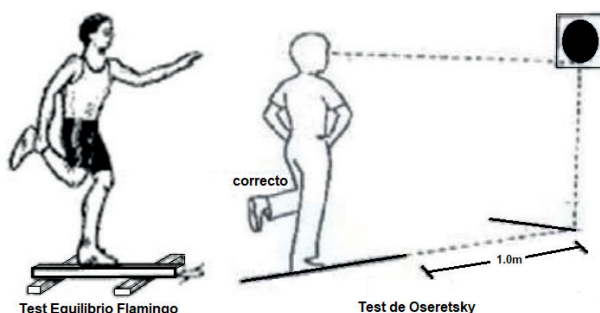
Algunas de las pruebas básicas (sin uso de equipos tecnológicos) de condición física, motricidad y equilibrio corporal, son los test de equilibrio estático (figura 30), tales como:

- *El Test de Unterberger*, conocido como marcha sobre el sitio, ya que hace marchar al paciente en el mismo lugar con los ojos cerrados (Araya *et al.*, 2013).
- *Prueba de Barany*, en la cual el paciente está sentado con los ojos cerrados y apunta con sus índices a los del examinador; en condiciones normales los índices no se desvían (Araya *et al.*, 2013).
- *Prueba de equilibrio flamenco* (Batería Eurofit) o el “Test de Oseretsky” (Bruininks-Oseretkky Test of Motor Proficiency) (figura 24), cuyo propósito es medir el equilibrio estático de un sujeto. Se basa en contabilizar el número de ensayos que ha necesitado el sujeto de estudio para lograr mantener el equilibrio durante un minuto (Martínez López, 2003).
- *Test de Romberg*, para evaluar el equilibrio estático de un paciente, también es usado para identificar trastornos del equilibrio en estadios tempranos o asintomáticos, por medio de la valoración de la propiocepción consciente en nervios periféricos (Cifuentes *et al.*, 2017).
- *Prueba de equilibrio en forma de “T”* o también conocido como Test de la Balanza. Esta prueba consiste en hacer la forma de una balanza,

adelantando el tronco y colocándolo paralelo al suelo, a la vez que se eleva una pierna por detrás, mirando siempre al frente. El objetivo es mantener la posición diez segundos (Gutiérrez de Tena Ramos *et al.*, 2010).

- *Test de Apoyo Estático*, consiste en visualizar y comprobar si las presiones ejercidas por un sujeto de pie son correctas o tienden a ser anómalas o con daños en su patrón de presión (Arévalo Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020).

Figura 30. Tests de equilibrio estático



Fuente: García-López y Rodríguez-Marroyo (2015).

En cuanto a las pruebas básicas para el equilibrio dinámico, se tiene:

- *Prueba de equilibrio dinámico*, consiste en pasar caminando lo más rápido posible sobre una barra (de un lado al otro), descalzo y con las manos en la cintura sin caerse. Se mide el número de intentos exitosos realizados en 30 segundos (Gutiérrez de Tena Ramos *et al.*, 2010).
- *Prueba de la barra de equilibrio*, consiste en caminar dando giros sobre la barra de equilibrio o un banco invertido hasta una marca situada a 2 m. Se mide la distancia recorrida por el sujeto desde el inicio hasta el punto de bajada (Martín-Casado *et al.*, 2010).
- *La prueba Timed Up and Go*, en la cual el sujeto está sentado en una silla apoyando su espalda y con los brazos cruzados, luego de una señal auditiva debe caminar lo más rápido posible hasta un cono que se encuentra a 3 m, darle la vuelta y volver a sentarse con la espalda apoyada (figura 31). Se mide el tiempo que tarda en efectuar la actividad (Gutiérrez de Tena Ramos *et al.*, 2010).

Figura 31. Ejemplo de prueba Timed Up



Fuente: Gutiérrez de Tena Ramos *et al.* (2010).

Otros son el “Test de Oseretski” (Batetería Ozeretski-Guilmain) y el Test de “Excursión en Estrella” (García-López y Rodríguez-Marroyo, 2015). En la figura 32, lado izquierdo, el paciente debe recorrer en línea recta 2 m apoyando alternadamente el talón de un pie contra la punta del otro sin salirse de la línea; en el lado derecho, el test (Star Excursion Balance Test), 8 líneas de 120 cm se colocan en una superficie lisa en forma de estrella con angulaciones de 45° entre ellas, y el paciente desde el centro del círculo, debe llegar la mayor distancia posible en cada una de las direcciones, y obtiene una puntuación.

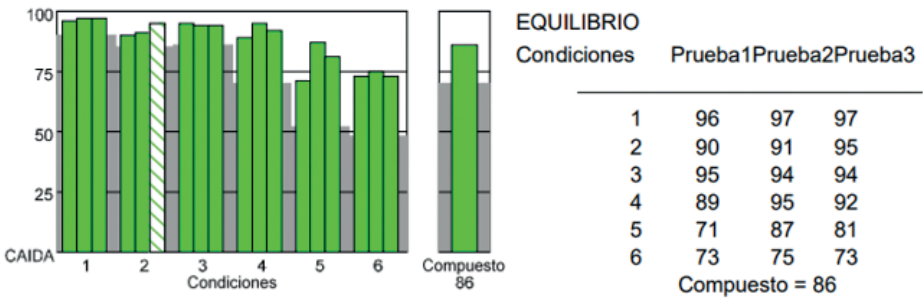
Figura 32. Test de equilibrio dinámico
(izq., Test Oseretski – der., Test Excursión en Estrella)



Fuente: García-López y Rodríguez-Marroyo (2015).

El grado de estabilidad también es conocido como el Equilibrium Score, que es un porcentaje que se obtiene de comparar el ángulo de desplazamiento anteroposterior máximo, con el esperado en una persona sana de su mismo sexo, edad y altura, para cada intento de cada condición. El resultado es un valor de 0 a 100, en el que 0 es la caída o la peor condición de equilibrio y 100 es el balanceo mínimo (Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas, 2017; García-López y Rodríguez-Marroyo, 2015). Estos valores se representan en diagramas de barras que hacen más sencilla su interpretación (véase figura 33).

Figura 33. Test de organización sensorial en paciente sano (izq., resultados gráficos – der., resultados numéricos)



Fuente: Cordero-Civantos y Calle-Cabanillas (2017).

Capítulo 2

Análisis lineal en el tiempo y la frecuencia

Actualmente, para analizar el control postural e identificar diferencias entre grupos de estudio, se han empleado una infinidad de parámetros que permiten cuantificarlo por medio del CoP, algunos enfocados principalmente en el análisis lineal (tiempo y frecuencia). Pero hoy, en la literatura se encuentran diversos estudios en donde se utilizan parámetros de análisis no lineal, como son la entropía, la teoría de la información, *clustering*, la transformada de Wavelet, entre otros, ya que se indica que el CoP es un proceso estocástico, métodos que se tratarán en el siguiente capítulo.

El cálculo de los parámetros derivados del CoP mediante un análisis lineal, proporciona diversos tipos de información sobre el comportamiento del sistema del control postural, lo que ha permitido, por ejemplo, diferenciar entre grupos por sujetos, evaluar la efectividad de programas de entrenamiento, hacer modelos para predecir la probabilidad de sufrir una caída, entre otros (Moghadam *et al.*, 2011). Siendo una conclusión a nivel general en la mayoría de los autores: la asociación entre el aumento de la amplitud del CoP con la inestabilidad postural. Resultados que no son ajenos a los obtenidos en los participantes de la presente investigación, como se ha reportado en la literatura.

Los parámetros obtenidos mediante un análisis lineal por medio del estudio del comportamiento del CoP, permiten determinar diferentes criterios como área, velocidad o distancia evaluadas en el dominio del tiempo, es

decir, que posibilitan la caracterización de la trayectoria o recorrido del CoP y para el dominio de la frecuencia se obtiene la distribución espectral calculada generalmente con la densidad espectral de potencia.

De acuerdo con lo anterior y para tener un panorama amplio y claro sobre los diversos parámetros que se pueden emplear para el análisis de tiempo-frecuencia, y cómo algunos de estos se utilizaron para evaluar el control postural en la población de estudio de la presente investigación, a continuación, se discriminan los más utilizados.

Tiempo

Algunas de las mediciones de parámetros lineales que se realizan dentro de un estudio de estabilidad postural asociadas al dominio del tiempo y que han sido reportadas por autores en varios artículos de investigación (Baig *et al.*, 2012; Cavalheiro *et al.*, 2009) en el campo de la estabilidad, son:

- Desplazamiento promedio
- Velocidad promedio
- Área del 95 % de la elipse de confianza
- Desviación estándar en la dirección ML y AP
- Rango
- Desplazamiento total del CoP
- Raíz de la media cuadrática (valor RMS)

En los párrafos siguientes se presenta la explicación de cómo se calculan algunos de estos parámetros lineales asociados a la estabilidad postural para el mantenimiento de la posición bípeda, en función del tiempo durante una prueba de posturografía (N es el total del número de muestras o pruebas realizadas).

Rango

El rango es un valor que resulta de la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo de una señal, registro o medida. Para este caso, puede ser calculado como se presenta en la ecuación 5:

$$Rango = (d_{CoP}) - (d_{CoP}) \quad (5)$$

Desplazamiento radial promedio

El desplazamiento radial promedio, RD_{prom} , se puede calcular mediante la ecuación 6:

$$RD_{prom} = \frac{\sum_{i=1}^N r_i}{N} \quad (6)$$

Donde: N es el número total de datos; $r_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2}$ corresponde al desplazamiento radial para cada i -ésima muestra (prueba); x_i y y_i , son los valores de las coordenadas en X (dirección ML) y en Y (dirección AP), respectivamente.

Desplazamiento total

El desplazamiento total (DT) puede calcularse sumando todas las distancias de dos muestras consecutivas $d(CoP)$, con la ecuación 7:

$$DT = \sum_{i=1}^{N-1} |d_{CoP}(i+1) - d_{CoP}(i)| \quad (7)$$

Velocidad promedio

La velocidad promedio del desplazamiento (V_{prom}), puede calcularse mediante la ecuación 8:

$$V_{prom} = \frac{L}{N * \Delta t} \quad (8)$$

Donde $L = \sum_{i=2}^N \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}$; $\Delta t = \frac{1}{fs} \cdot fs$

es la frecuencia de muestreo; x_i y y_i , son los valores de las coordenadas en X (dirección ML) y en Y (dirección AP), respectivamente.

La velocidad instantánea $v(N)$ puede calcularse mediante la ecuación 9:

$$v_{(N)} = \frac{|d_{CoP}(n+1) - d_{CoP}(n)|}{t} \quad (9)$$

Otra forma de calcular la velocidad promedio empleando la ecuación 10:

$$V_{prom} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} v_{(i)} \quad (10)$$

Raíz de la media cuadrática (valor RMS)

La raíz de la media cuadrática (RMS) es una medida estadística de la magnitud de la cantidad de variación en una medida; este valor se puede calcular mediante la ecuación 11:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (d_{CoP}(i))^2}{N}} \quad (11)$$

Donde $d(CoP)$ son las distancias de dos muestras consecutivas.

Desviación estándar del $CoP_{x,y}$

La desviación estándar de CoP en el eje x , es decir, para movimientos ML (σ_x), se puede calcular con la ecuación 12:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i)^2} \quad (12)$$

Ahora bien, la desviación estándar de CoP en el eje y , es decir, para movimientos AP (σ_y), se puede calcular con la ecuación 13:

$$\sigma_y = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i)^2} \quad (13)$$

En donde, RD_{prom} es el desplazamiento radial promedio y $r_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2}$ corresponde al desplazamiento radial para cada i -ésima muestra (prueba). x_i y y_i , son los valores de las coordenadas en X (dirección ML) y en Y (dirección AP), respectivamente.

Área transversal o elipse de confianza

El área de elipse de confianza del 95 % es un método empleado para estimar el área de confianza de la trayectoria del CoP, que encierra aproximadamente el 95 % de los puntos registrados del CoP en su movimiento y es calculada mediante la ecuación 14:

$$\text{ÁREA} = (2\pi F) \sqrt{\sigma_x^2 \sigma_y^2 - \sigma_{xy}^2} \quad (14)$$

Donde $F = 3,00$ de la tabla de F estadística para un nivel de confianza de $1 - \alpha$ con: $\alpha = 0,05$ cuando el tamaño de la muestra es >120 . Por otro lado, σ_{xy} es el coeficiente de correlación entre x_i y y_i , se puede calcular mediante la ecuación 15:

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{(x_i * y_i)}{(\sigma_x * \sigma_y)} \quad (15)$$

Existe otra forma de calcular esta área de la elipse de confianza del 95 % del CoP y es mediante la ecuación 16 a la ecuación 20:

$$S_{APML} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N AP(i) * ML(i) \quad (16)$$

$$D = \sqrt{(\sigma_y^2 + \sigma_x^2) - 4 * (\sigma_y^2 * \sigma_x^2 - S_{APML}^2)} \quad (17)$$

$$Mayor_{eje} = \sqrt{2 * (\sigma_y^2 + \sigma_x^2 + D)} \quad (18)$$

$$Menor_{eje} = \sqrt{2 * (\sigma_y^2 + \sigma_x^2 - D)} \quad (19)$$

$$Area = \pi * Mayor_{eje} * Menor_{eje} \quad (20)$$

Donde σ_y y σ_x son las desviaciones estándar del desplazamiento del CoP en la dirección AP y ML, respectivamente (ecuaciones 12 y 13) y S_{APML} , es la covarianza entre los desplazamientos de CoP en AP y ML.

Desviación estándar del desplazamiento radial

La desviación estándar asociada al desplazamiento radial del CoP (SD-RD), puede calcularse mediante la ecuación 21:

$$SD - RD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (r_i - RD_{prom})^2} \quad (21)$$

En donde, RD_{prom} es el desplazamiento radial promedio y $r_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2}$ corresponde al desplazamiento radial para cada i -ésima muestra (prueba). x_i y y_i son los valores de las coordenadas en X (dirección ML) y en Y (dirección AP), respectivamente.

Frecuencia

El análisis del dominio de la frecuencia es útil para evaluar las alteraciones posturales causadas por enfermedades o condiciones específicas; dos ejemplos: los pacientes afectados por un dolor de cabeza crónico de tipo tensional, quienes presentan un aumento de la frecuencia de CoP, en comparación con un grupo de sujetos sanos y los niños con mielomeningocele que muestran una tendencia opuesta caracterizada por valores de frecuencia media reducidos (Vieira *et al.*, 2009), entre otros.

En esta área de investigación, la identificación de los parámetros utilizados para el análisis del CoP en el tiempo-frecuencia, se realizó mediante una búsqueda exhaustiva en la literatura actual, con un tiempo de publicación

no mayor de seis años, en donde se encontró la aplicación de los siguientes parámetros:

- Transformada de Fourier a corto plazo (STFT)
- Densidad espectral de potencia (PSD)
- Relación de potencia de frecuencia entre bandas: frecuencia baja (0-0,3 Hz), frecuencia media (0,3-1 Hz) y frecuencia alta (1-5 Hz)
- Frecuencia media (MPF) y frecuencia mediana (MDF)
- Ancho de banda del 99 %
- Ancho de banda de 3 dB
- Relación de potencia espectral (SPR)

Para una mejor comprensión de su desarrollo y aplicación, a continuación, se hace una breve descripción de cada uno de ellos.

Transformada de Fourier a corto plazo (STFT)

La transformada de Fourier (TF) transforma una señal en el dominio del tiempo en su correspondiente dominio de frecuencia y se puede obtener utilizando la ecuación 22, en donde $S(n)$ corresponde a la señal de entrada en el dominio del tiempo (n), $S(k)$ es la señal transformada en el dominio de la frecuencia (k), N = total de número de muestras (Borisagar *et al.*, 2019).

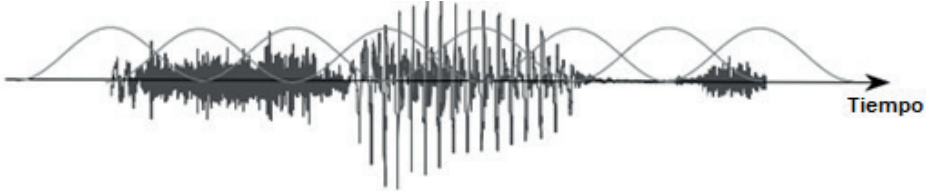
$$S(k) = \sum_{n=0}^{N-1} S(n) \cdot e^{-2j\pi nk}, k = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (22)$$

Pero la TF tiene algunas limitaciones dentro de las cuales se encuentran: no puede proporcionar localización simultánea de tiempo y frecuencia; no es apropiado para representar discontinuidades en las señales y no es muy útil para analizar señales no estacionarias variables en el tiempo, como es el caso para la señal CoP; motivos por los cuales para esos casos se utiliza la transformada de Fourier a corto plazo (STFT, por sus siglas en inglés).

Para señales no estacionarias, como lo es el CoP y para poder usar la TF, se aplica la STFT, en donde la serie de tiempo debe ser dividida en ventanas de tiempo relativamente cortas, con el objetivo de que la señal sea invariante

en el tiempo durante cada ventana para luego aplicar la TF. Este uso de la TF aplicada a segmentos cortos de la señal de cada ventana es lo que se conoce como la STFT (figura 34).

Figura 34. Segmentación de la voz usando la ventana de Hamming para STFT



Fuente: Vaseghi (2007).

Lo que hace la STFT es segmentar el CoP en intervalos de tiempo cortos y calcular la TF para cada uno de ellos. Así, se obtiene el espectro de la señal para cada intervalo con la información de tiempo y frecuencia de forma simultánea; por eso, un punto crítico para este análisis es la longitud de la ventana que debe tener una buena relación entre la resolución del tiempo y la resolución de la frecuencia.

La STFT se puede calcular con la ecuación 23, en donde t corresponde al tiempo de la señal, u es el parámetro de la frecuencia de la señal, $f(t)$ es una señal de entrada y W es una función de ventana (Borisagar *et al.*, 2019):

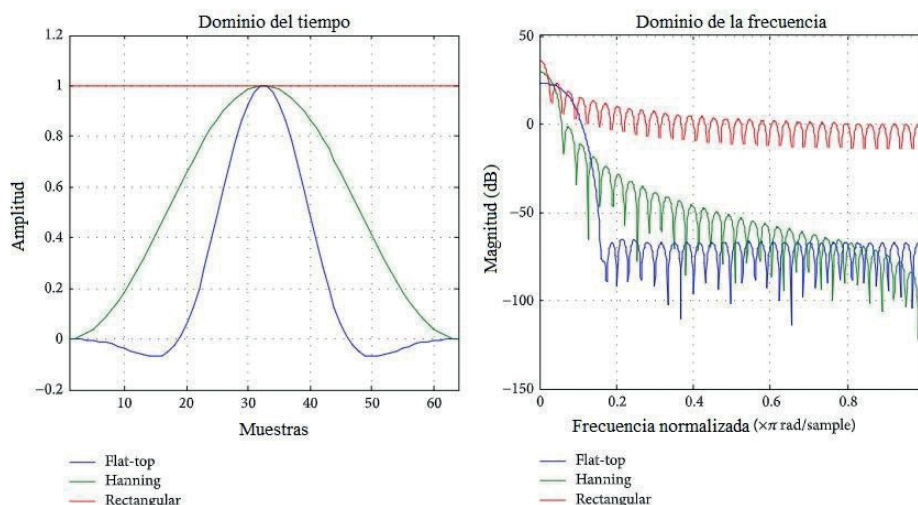
$$STFT_f^u(t', u) = \int_t [f(t) \cdot W(t - t')] \cdot e^{-j2\pi ut} dt \quad (23)$$

En la STFT, la función de ventana cumple un papel muy importante —como se dijo anteriormente—. La ventana debe ser adecuadamente corta para que esa porción de señal pueda estar dentro de la ventana estacionaria. Pero una ventana corta tiene como desventaja de que no proporciona una buena localización de la señal en el dominio de la frecuencia, pero sí en el tiempo; y si la ventana es muy grande, la STFT se convierte en TF con una buena localización de frecuencia, pero no en el tiempo (Borisagar *et al.*, 2019). Por tanto, es inminente una buena selección de la función de ventana.

Para esta aplicación en específico, se utilizó la ventana Hanning o Hann que tiene una forma sinusoidal, con un pico amplio, pero lóbulos laterales

bajos, llegando al cero en ambos extremos, eliminando toda discontinuidad (figura 35). En general, este tipo de ventana es satisfactoria en el 95 % de los casos, dado que tiene buena resolución de frecuencia y pocas pérdidas espectrales, característica importante para la señal CoP. Igualmente, la ventana Hann se basa en una combinación de dos ventanas más simples: la suma de una rectangular y una coseno.

Figura 35. Ventanas de tiempo

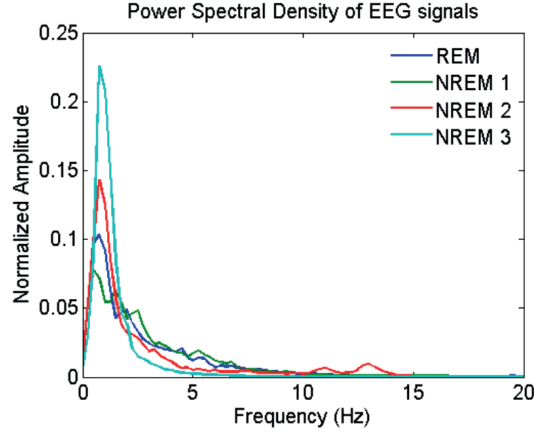


Fuente: Camacho-Navarro *et al.* (2016).

Densidad espectral de potencia (PSD)

Como definición, se puede indicar que la PSD (por sus siglas en inglés) describe la composición de la frecuencia en forma general de una señal, en términos de la densidad espectral de su valor cuadrático medio. Es decir, es la respuesta de frecuencia de una señal aleatoria o periódica (figura 36) (Rajaguru y Prabhakar, 2017; Zaknich, 2005) y esto nos da la distribución de la potencia media de la señal en función de la frecuencia. Generalmente, la amplitud de la PSD se normaliza mediante la resolución espectral empleada para digitalizar la señal.

Figura 36. Densidad espectral de potencia de una señal



Fuente: Rajaguru y Prabhakar (2017).

De forma general, la PSD de una señal de tiempo aleatoria $x(t)$ se puede expresar de dos formas que son equivalentes entre sí (Rajaguru y Prabhakar, 2017):

- Promedio de la magnitud de la transformada de Fourier al cuadrado, durante un gran intervalo de tiempo (ecuación 24).

$$S_x(f) = E \left\{ \frac{1}{2T} \left| \int_{-T}^T x(t) e^{-j2\pi f t} dt \right|^2 \right\} \quad (24)$$

- La transformada de Fourier de la función de autocorrelación (ecuaciones 25 y 26).

$$S_x(f) = \int_{-T}^T R_x(\tau) e^{-j2\pi f \tau} d\tau \quad (25)$$

$$R_x(\tau) = E\{x(t)x^*(t + \tau)\} \quad (26)$$

Actualmente, para el cálculo de la PSD, se encuentran dos enfoques principales para obtener la estimación espectral: el clásico (no paramétrico) y el no clásico (paramétrico). El enfoque clásico implica el uso de la TF de la estimación de la secuencia de autocorrelación hecha a partir de un conjunto

de datos dado, que proporciona la transformación del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia —como se indicó en las ecuaciones anteriores—. Y el enfoque paramétrico o no clásico, se basa en el uso de un modelo de proceso conocido o *a priori* (Zaknich, 2005).

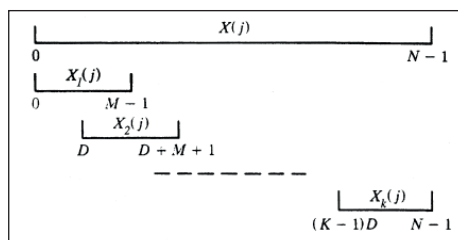
Algunos métodos de estimación espectral no paramétricos (clásico) importantes incluyen:

1. Método del periodograma
2. Método de periodograma modificado (ventanas)
3. Método de Bartlett: promedio de periodograma
4. Método de Welch
5. Método Blackman-Tukey

Siendo este último enfoque, especialmente el método de Welch, el más utilizado en el análisis de la señal del CoP. Inicialmente, diversos estudios emplearon la TF para obtener la PSD, pero esta supone que la señal es estacionaria, y su comportamiento no es el mejor con una señal como la del CoP, que es considerada, no estacionaria. Asimismo, Bendat y Piersol (2012) y Shiavi (2007) indicaron que su aplicación conduce a una estimación del espectro del CoP que no converge, dado que el algoritmo de Fourier no tiene en cuenta el sesgo de estimación y la varianza.

Por tanto, sugieren el método de Welch que es una ampliación del método de Bartlett, también llamado el “método de segmentación y promediado”, en donde la función de muestra debe dividirse en K segmentos que contienen M puntos de muestra. Este método permite superponer segmentos y cada segmento está separado por D unidades de tiempo (figura 37).

Figura 37. Segmentos de una señal con M puntos superpuestos por $M-D$ puntos



Fuente: Shiavi (2007).

Como se observa en la figura 37, se tiene una superposición de $M-D$ puntos de la muestra, lo que hace que se formen $K = (N-M)/D+1$ segmentos, cuyo porcentaje de la superposición está dado por $100M-D/M$. La superposición lo que hace es crear más segmentos y permite tener más puntos dentro del segmento para un número determinado de segmentos, lo que permite reducir el sesgo, aunque estos no son estrictamente independientes y el factor de reducción de la varianza depende netamente de la ventana de datos (Shiavi, 2007).

Para cualquier ventana de datos, se define la función $p(l)$ como:

$$p(l) = \frac{(\sum_{n=0}^{M-1} d(n)d(n+LD))^2}{(\sum_{n=0}^{M-1} d^2(n))^2} \quad (27)$$

El factor de reducción de la varianza es:

$$\frac{K}{1 + 2 \sum_{l=1}^{K-1} \frac{K-1}{k} p(l)} \quad (28)$$

El grado equivalente de libertad es el doble de este factor. Diversas investigaciones, en donde hacen estimaciones de la PSD con señales simuladas, sugieren que se pueden obtener buenos resultados con una superposición entre el 50 % y el 65 % con una ventana de datos de Hann o Parzen. Igualmente, en trabajos doctorales han utilizado el periodograma de Welch, con una ventana tipo Hamming de longitud 512, para estimar la densidad espectral (Guimarães, 2015).

Finalmente, es importante indicar que con el solapamiento, *overlap* o superposiciones, se incrementa el número de las secuencias que van a ser promediadas, lo que hace que de esta forma se genere una reducción en la varianza, siempre con un compromiso en la resolución del método de estimación espectral; es decir, que el método de Welch utiliza ventanas superpuestas para reducir el ruido, lo que puede ser una desventaja, ya que se puede perder algo de resolución de frecuencia, que podría significar un problema para ciertas señales, específicamente para aquellas cuya frecuencia es alta, que no es el caso para la serie de tiempo del centro de presión.

Relación de potencia de frecuencia entre bandas: frecuencia baja (0-0,3 Hz), media (0,3-1 Hz) y alta (1-5 Hz)

Esta relación de diferentes bandas de frecuencia, lo que hace es proporcionarnos información sobre la distribución de potencia en la estabilidad postural en el dominio de la frecuencia. Para este caso, los límites definidos de las bandas de frecuencia para comparar son: frecuencia baja (0-0,3 Hz), frecuencia media (0,3-1 Hz) y frecuencia alta (1-5 Hz) (Nagymáté *et al.*, 2019).

Se lleva a cabo este tipo de análisis, en vista de que varios estudios han indicado que diferentes circuitos neurofisiológicos subyacen en distintas frecuencias durante la estabilidad postural, para la regulación de la postura bípeda. Igualmente, se indica que el componente frecuencial (90% de la energía total) para el mantenimiento de esa postura, se encuentra por debajo de 2 Hz, y se distribuye normalmente en eventos como la respiración y los latidos del corazón (Vieira *et al.*, 2009).

Hay algunos ejemplos de subdivisión del espectro de potencia en ventanas de frecuencia que se han propuesto hace varios años, como se describe a continuación:

- En la investigación de Golomer *et al.* (1997), dividieron la energía total del espectro de potencia en tres bandas: 0-0,5 Hz, 0,5-2 Hz y 2-20 Hz.
- Oppenheim *et al.* (1999) analizaron diferentes bandas de frecuencia: 0-0,1 Hz, 0,1-0,5 Hz, 0,5-1 Hz y >1 Hz, en donde sugirieron que las frecuencias bajas están vinculadas con el control visual, las medias-bajas con los reflejos vestibulares, la media-alta con actividad somatosensorial y la alta frecuencia con función del sistema nervioso central. De acuerdo con lo anterior, los autores hicieron la siguiente distribución: 0,01-0,1 Hz para el sistema visual, 0,1-0,5 Hz para el vestibular, 0,5-1 Hz el propioceptivo y mayor a 1 Hz para el sistema nervioso central. Las cuales también fueron analizadas por Prieto *et al.* (1996), Ferdjallah *et al.* (1997) y Loughlin y Redfern (2001).

En cuanto a las bandas de frecuencia, se puede indicar que no existe un acuerdo universal sobre la especificidad de estas para identificar alteraciones en los sistemas de control postural, pero sí puede indicar que la banda de

baja frecuencia está relacionada con el control visual, la banda de frecuencia media es sensible a la información vestibular y somatosensorial, y las altas frecuencias son producto de la actividad muscular y el control propioceptivo.

Por tanto, para el presente estudio se utilizarán las bandas de frecuencia propuestas en el artículo de Nagymáté *et al.* (2019), calculando el espectro de potencia con el método del periodograma:

- Frecuencia baja: 0-0,3 Hz
- Frecuencia media: 0,3-1 Hz
- Frecuencia alta: 1-5 Hz

El periodograma calcula los espectros de potencia para toda la señal de entrada, como se observa en la ecuación 29 (Rajaguru y Prabhakar, 2017).

$$Periodogram = \frac{|abs(F(signal))|^2}{N} \quad (29)$$

$F(signal)$ es la transformada de Fourier de la señal y N es el factor de normalización, en donde se toma por defecto el número de muestras de la señal. El cálculo del periodograma se mejora mediante el uso de ventanas espectrales.

El resultado del periodograma a menudo se normaliza mediante un factor de multiplicación para que el resultado satisfaga el teorema de Parseval (ecuación 30), lo que supone que el resultado de la transformada rápida de Fourier (FFT) en el dominio de la frecuencia se calcula a partir de los datos de la señal en el dominio del tiempo, y donde N es nuevamente el número de valores en el dominio del tiempo de la señal (Rajaguru y Prabhakar, 2017).

$$\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} |FFT\ amplitude[i]|^2 = \sum_{i=0}^{N-1} |data\ magnitude[i]|^2 \quad (30)$$

Frecuencia de potencia media (MPF) y mediana (MDF)

La frecuencia de potencia media (MPF) es la frecuencia a la que se alcanza la potencia media; por ejemplo, para una señal puramente sinusoidal, la frecuencia de potencia media corresponde a la frecuencia de la señal.

Para su cálculo, se utiliza lo propuesto por Nagymáté y Kiss (2016), quienes se basaron en la investigación de Oskoei y Hu (2008). La MPF

corresponde a la frecuencia media ponderada en la que los componentes de frecuencia f_j están ponderados por su potencia P_j y M es el número de intervalos de frecuencia (ecuación 31).

$$MPF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (31)$$

Por otro lado, la frecuencia de potencia mediana (MDF), es la frecuencia para la cual la mitad de la potencia está por encima y la mitad por debajo, es decir, es el valor de frecuencia que separa el espectro de potencia en dos áreas de igual energía. Como para el cálculo anterior (ecuación 32), la MDF fue calculada según lo propuesto por Oskoei y Hu (2008) y Nagymáté y Kiss (2016).

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (32)$$

Ancho de banda ocupado del 99 %

Este término corresponde al ancho de banda que contiene el 99% de la potencia total, tal como lo indica su nombre. Y se calcula la frecuencia angular normalizada del ancho de banda ocupado del 99%, tal como lo propusieron Luengas y Toloza (2020a). Este se obtiene “a partir del espectro de potencia de la señal del CoP en el dominio del tiempo, empleando una ventana rectangular y considerando la frecuencia de muestreo” (Luengas y Toloza, 2020a).

Para obtenerlo, inicialmente se evalúa la estimación de la DSP con el método del periodograma (introducido anteriormente), pero utilizando una ventana de Kaiser y seguidamente, la DSP se integra con una aproximación rectangular. Por tanto, el ancho de banda del 99% se obtiene de las intercepciones de frecuencia, en donde la potencia se encuentra entre el 0,5 % y el 99,5 % del total en el espectro de la frecuencia (Luengas y Toloza, 2020a).

Actualmente, algunos algoritmos de análisis espectral incluyen la FFT, el correlograma, el periodograma de Welch, la técnica de modelado paramétrico autorregresivo, entre otros. Y además se pueden emplear diversas funciones de ventana del dominio del tiempo para aplicarlas a la señal de

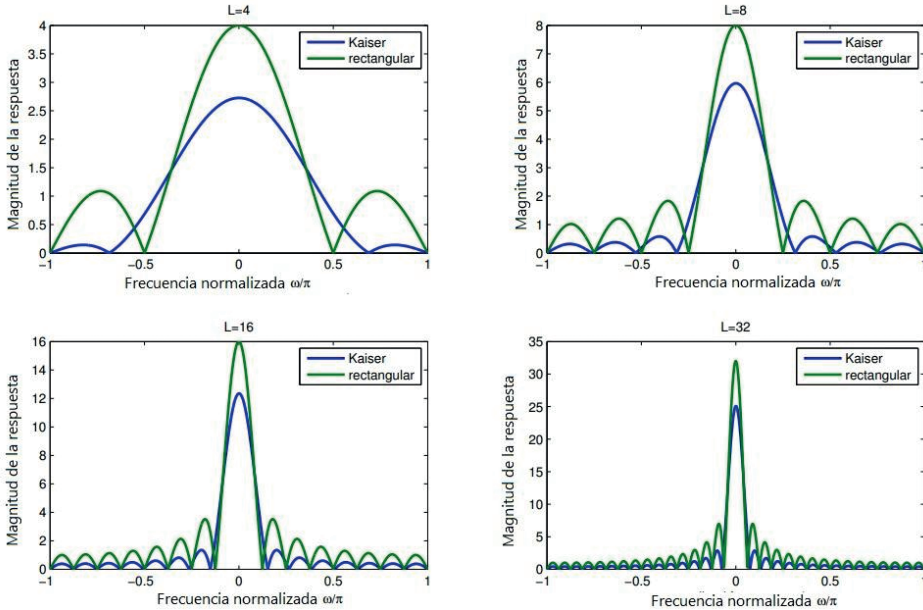
tiempo discreto, como, por ejemplo, las familias de las ventanas Bartlett, Blackman, Hamming, Hann, Kaiser y la rectangular. Siendo la ventana de Kaiser, también llamada ventana de Kaiser-Bessel, la empleada para la obtención del ancho de banda ocupado del 99 %.

La función viene dada por la ecuación 33, en donde $\alpha = \frac{L-1}{2}$ e I_0 es la función de Bessel modificada de orden cero de primer tipo; β es el parámetro de la forma; L corresponde al orden del filtro. Por tanto, modificando L y β , se ajusta la amplitud de los lóbulos laterales y el ancho del lóbulo principal (Oppenheim y Schafer, 2012).

$$\omega_K(n) = \left\{ \frac{I_0 \left(\beta \sqrt{1 - \left(\frac{n - \alpha}{\alpha} \right)^2} \right)}{I_0(\beta)} \right\} 0 \quad (33)$$

Es importante indicar que cuando $\beta = 0$, la ventana de Kaiser se convierte en una ventana rectangular. En la figura 38 se observa la ventana de Kaiser cuando se modifica el valor β .

Figura 38. Ventana de Kaiser con $L = 8$ y con variaciones de β



Fuente: Poularikas (2006).

Ancho de banda de 3 dB

También llamado ancho de banda o punto de media potencia, corresponde al punto en donde la salida de la energía se ha disminuido a la mitad de su valor pico, que corresponde a un nivel de 3 dB, aproximadamente.

Como para el ítem anterior, primero se obtiene el espectro de potencia con el método del periodograma y con la ventana de Kaiser. Posteriormente, se debe calcular un nivel de referencia que corresponde a un nivel máximo de potencia del espectro, que también es llamada la “frecuencia pico”. El ancho de banda se calcula a partir de las intercepciones de frecuencia donde el espectro cae por debajo del nivel de referencia en 3 dB, o se encuentra hacia el final del espectro (es decir, el que esté más cerca) (Luengas y Toloza, 2020a).

Relación de potencia espectral (SPR)

El cálculo de este término ha sido propuesto por Gergely Nagymáté en su tesis doctoral denominada *Stabilometric parameter analyses and optical based motion analysis* (Nagymáté, 2019) y fue implementado en la presente investigación.

El autor indica que la SPR es la relación de la potencia espectral total entre las dos direcciones del CoP: ML y AP, lo que permite caracterizar la tasa de distribución o la relación de potencia de la frecuencia presente en el balanceo postural.

Capítulo 3

Análisis no lineal

Hasta hace unos años, las señales biomédicas se habían venido caracterizando y analizando con técnicas de análisis lineal, es decir, se usaban parámetros de orden temporal y frecuencial o de tiempo-frecuencia con el supuesto de que las series de tiempo eran estacionarias; pero actualmente se conoce que las señales biomédicas son no estacionarias, lo que implica que presentan un comportamiento que puede variar a lo largo del tiempo, producto de las múltiples entradas de información que puede contener un sistema, lo que hace que presenten un comportamiento no lineal.

Recientemente, se conocen diversos métodos para analizar las señales que presentan un comportamiento no estacionario, siendo la medida de la entropía uno de ellos. Para el caso de las señales biomédicas, la entropía se ha utilizado con el objetivo de caracterizar la regularidad o periodicidad de la señal, lo que permitiría caracterizar, diferenciar o predecir un estado patológico de uno normal. Lo que finalmente se busca con la entropía, es evaluar la similitud de una señal a lo largo del tiempo y, para ello, en la literatura se propone la utilización de la entropía aproximada, la entropía muestral y la entropía multiescala, las cuales se describirán en este capítulo.

Entre otras técnicas existentes para analizar comportamientos biomédicos, se encuentra la teoría matemática de la información (TI) promulgada por Shannon en 1948 (Shannon, 1948), la cual toma como base la entropía desde el punto de vista de la información, es decir, la probabilidad de ocurrencia de eventos. A partir de allí, establece la existencia de relación entre variables de entrada y salida, sin tener en cuenta el tipo de relación y

determina los valores ideales de cantidad de información que se debe tener en un sistema. En este apartado se da a conocer la manera de aplicar TI para estudiar la estabilidad estática postural.

Un tercer tipo de análisis no lineal que se trata es el principio de agrupación o *clustering*, donde se separan los datos en agrupaciones de acuerdo con las características que presentan. Las particularidades de los datos para agruparlos se obtienen usando diferentes medidas. La descripción del método de agrupamiento se aborda en este capítulo.

Entropía

Hace pocos años, el análisis del sistema del control postural se limitaba a condiciones lineales, porque la mayoría de los métodos disponibles para analizar estas series de tiempo no estacionarias dependían del análisis de Fourier y, a menudo, se limitaban al sistema lineal. Cuando se utilizan métodos que se basan en el análisis de Fourier, el cálculo del espectro de potencia se presenta como una distribución en el tiempo-frecuencia a medida que la ventana se mueve en el eje del tiempo, lo que hace que este método no sea el más apropiado para las series de tiempo no estacionarias.

Debido a esas falencias, recientemente, se han desarrollado los algoritmos de análisis basados en entropía para analizar sistemas no lineales y no estacionarios, incluida la salida de datos fisiológicos del cuerpo humano (Costa *et al.*, 2002; Peng *et al.*, 2009).

Actualmente, se utilizan medidas de entropía para evaluar la regularidad o previsibilidad dentro de las series temporales del CoP, recopiladas en diferentes condiciones de prueba o en distintos grupos experimentales (Jiang *et al.*, 2013; Rhea *et al.*, 2014).

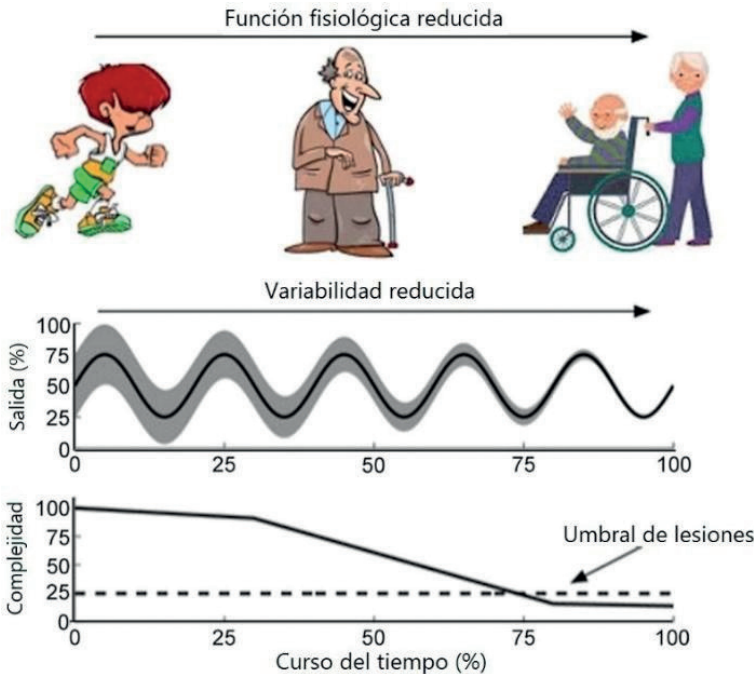
De acuerdo con lo anterior, uno de los objetivos de esta investigación es ver si los métodos basados en entropía se pueden aplicar para analizar los datos del CoP en la población de estudio: personas con amputación transtibial unilateral en comparación con un grupo de individuos sin amputación.

El análisis de la entropía permite cuantificar cómo los cambios en la salud fisiológica afectan la regulación de las fluctuaciones posturales, en este caso por medio del análisis del CoP. En cuanto al concepto de la entropía, los

autores Lipsitz y Goldberger (1992) y Lipsitz (2002) proponen la “hipótesis de la pérdida de complejidad”, la cual indica cómo la ruptura de la función fisiológica, asociada con la enfermedad y el envejecimiento es provocada por una reducción en la capacidad de la compleja red de interacciones involucradas en la regulación de las salidas fisiológicas. La hipótesis anterior insinúa que el deterioro de la salud es producto de la reducción de los sistemas para generar soluciones que se adapten a las actividades de la vida diaria.

En la figura 39, los autores presentan lo que propusieron, en donde a medida que se envejece se refleja en una función fisiológica deteriorada, haciendo que las interacciones entre los elementos del sistema se deterioren, lo que produce una reducción en la variabilidad, que se manifiesta en una menor complejidad general.

Figura 39. Relación de la función fisiológica, la variabilidad y la complejidad



Fuente: Busa y Van Emmerik (2016).

Los cambios en los procesos fisiológicos que acompañan a las enfermedades y al envejecimiento pueden afectar este sistema en múltiples niveles; por tanto, la identificación de la relación entre el déficit fisiológico y las escalas

de tiempo en las que afectan el control postural proporcionarán información fundamental para evaluar tanto la gravedad de la enfermedad como la eficacia de los tratamientos.

Por tanto, la entropía es un método de extracción de características que mide la complejidad del sistema en el dominio del tiempo y se ha aplicado con rigurosidad en el diagnóstico de fallas y la detección de señales patológicas (Hornero *et al.*, 2007; Howedi *et al.*, 2019; Lake *et al.*, 2002; Li *et al.*, 2019; Nicolaou y Georgiou, 2011).

El primer algoritmo de entropía lo propuso Pincus (1991), con la entropía aproximada (ApEn), que se basa en la teoría de la entropía de Shannon. Para su cálculo se utiliza la ecuación 34.

$$ApEn(m, r, N) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r) \quad (34)$$

Donde, m corresponde a la distancia entre los puntos de la serie de tiempo que se van a comparar. r es el radio de similitud. N , es la longitud de la serie de tiempo. ϕ corresponde a la probabilidad de que los puntos a m distancia estén dentro de la distancia r .

Pero la entropía ApEn en su cálculo presenta términos autocomparables presentando un sesgo en su resultado. Este tipo de sesgo da como resultado dos desventajas: 1) el cálculo de la ApEn depende, en gran medida, de la longitud de los datos y 2) falta de correlación entre el resultado de ApEn y la complejidad de la señal.

Debido a esas desventajas, esta técnica ha sido desplazada por la entropía muestral (SampEn) que presentó una mayor sensibilidad y confiabilidad en sus resultados. SampEn fue introducida por Richman y Moorman (2000), quienes eliminaron el sesgo de autoajuste presente en el algoritmo de ApEn.

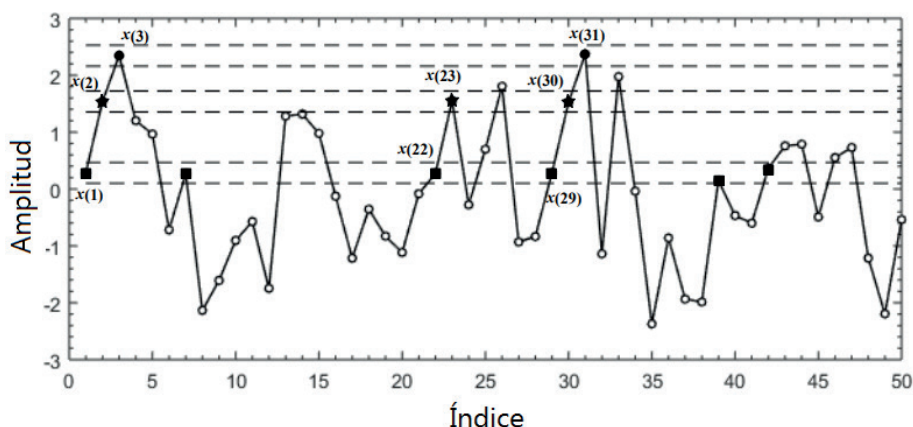
Este cambio se lleva a cabo mediante la alteración de la forma en que la m y $m + 1$ ventanas se comparan (ecuación 35). Los parámetros de m , r , N y ϕ conservan su significado de la ecuación 34.

$$SampEn(m, r, N) = -\ln \left[\frac{\phi^{m+1}(r)}{\phi^m(r)} \right] \quad (35)$$

En el algoritmo de SampEn, en donde se elimina el vector que se compara consigo mismo, lo hace más confiable estadísticamente para identificar las variaciones en las fluctuaciones punto a punto presentes en las señales biomédicas; por ejemplo, en el ritmo cardíaco y en el control postural (Richman y Moorman, 2000; Yentes *et al.*, 2013). Esa confiabilidad de SampEn permite hacer inferencias sobre la naturaleza de las fluctuaciones de punto a punto en una sola escala de tiempo.

Para comprender mejor el proceso de su cálculo, se describe utilizando la figura 40, en donde se tiene una serie de tiempo $\{x(i): 1 \leq i \leq 50\}$. Para este ejemplo, $m = 2$ y $r = 0.15 \text{ SD}$ ($\text{SD} = \text{desviación estándar}$).

Figura 40. Ejemplo de la entropía SampEn



Fuente: Li *et al.* (2019).

Las líneas discontinuas cerca de los puntos $x(1)$, $x(2)$ y $x(3)$ corresponden a $x(1) \pm r$, $x(2) \pm r$ y $x(3) \pm r$ (en el caso que la diferencia absoluta entre los 2 puntos sea menor que r , estos 2 puntos coinciden).

En la figura 41, $\{(1), x(2)\}$ son secuencia con 2 puntos y $\{x(1), x(2), x(3)\}$ son secuencia con 3 puntos. Si se observa toda la serie de tiempo $\{(i): 1 \leq i \leq 50\}$ se ven otras dos secuencias que coinciden con la secuencia $\{x(1), x(2)\}$, las cuales son $\{x(22), x(23)\}$ y $\{x(29), x(30)\}$. Y para la secuencia de 3 puntos $\{(1), x(2), x(3)\}$, se observa una secuencia que coincide: $\{x(29), x(30), x(31)\}$.

Lo que hace el algoritmo, inicialmente es contar el número de secuencias que coinciden con $\{x(1), x(2)\}$ y $\{x(1), x(2), x(3)\}$, luego repite los pasos

anteriores para la siguiente secuencia de 2 puntos que corresponde a $\{x(2), x(3)\}$ y para la secuencia de 3 puntos que sería $\{x(2), x(3), x(4)\}$. El proceso anteriormente descrito se repite hasta que todas las demás secuencias posibles sean consideradas en la señal ($\{(1), x(2), x(3)\}, \dots, \{x(48), x(49), x(50)\}$).

Finalmente, se obtiene la relación entre la suma de coincidencias de la señal de 2 y 3 puntos. Por tanto, $SampEn(m, r, N)$ es el logaritmo natural de esta relación y está relacionado con los parámetros m y r , lo que hace que la elección de los valores para estos dos parámetros sea muy importante. Diversos autores indican que m puede ser 1 y 2 y $r = 0,1 \sim 0,25 SD$ (Chen *et al.*, 2013; Li *et al.*, 2019).

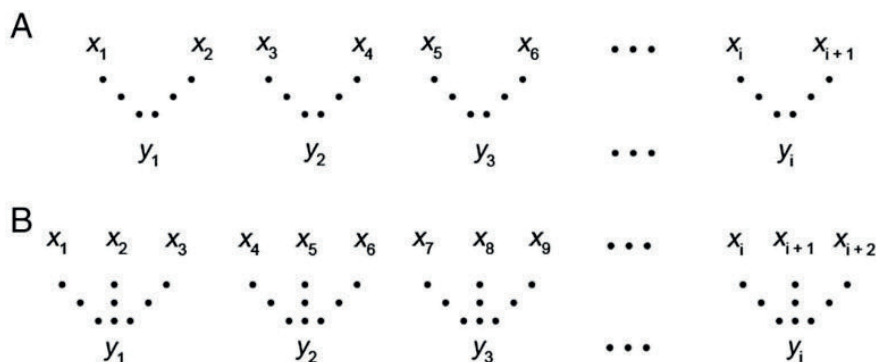
Aunque SampEn tiene muchas ventajas, en algunas circunstancias no puede reflejar con precisión las diferencias de complejidad entre diferentes señales, dado que la estructura de las señales generadas a partir de algunos sistemas complejos puede exhibir múltiples características de escala temporal; por tanto, la SampEn, como es un método basado en una sola escala, no tiene en cuenta la interrelación entre entropía y escalas múltiples.

Para subsanar esta desventaja, Costa *et al.* (2002) introdujeron la entropía muestral multiescala (MSE). La MSE se basa en la técnica SampEn en donde se integra el procedimiento de granulado grueso o “coarse grained series” (ecuación 36 y figura 41), que permite comprender las fluctuaciones de punto a punto en un rango de escalas de tiempo; es decir, el proceso de granulado grueso se basa en promediar las muestras dentro de ventanas móviles, pero no superpuestas (Busa y Van Emmerik, 2016; Yamamoto y Hughson, 1991).

$$y_j^\tau = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)\tau+1}^{j\tau} x_i, 1 \leq y_j \leq \frac{N}{\tau} \quad (36)$$

Para la ecuación anterior, y^c corresponde a la serie construida de “granulado grueso” consecutivas, r corresponde a la escala de tiempo de interés, j es un punto de datos en la serie de tiempo recién construida, x_i es un punto de datos en la serie de tiempo original y N , es la longitud de la serie de tiempo original.

Figura 41. Procedimiento de “coarse grained series” o de granulado grueso



Fuente: Busa y Van Emmerik (2016).

En la figura 41 se presenta el procedimiento que hace la MSE, en donde A corresponde a una escala de tres puntos y B de tres puntos, x_i es la serie de tiempo original y y_i corresponde a la nueva serie de tiempo que se construye a partir del promedio de los puntos de los datos.

La inclusión de estas múltiples mediciones de la MSE permite dos ventajas principales: 1) la evaluación de la complejidad en escalas de tiempo más cortas y más largas y 2) la cuantificación de la complejidad general de un sistema, calculada como la suma de los valores de entropía en todas las escalas de tiempo individuales. La unión de estas características permite identificar las escalas de tiempo en donde se encuentra una ruptura de la complejidad, así como identificar la complejidad general en donde se tiene en cuenta todas las escalas de tiempo (Busa y Van Emmerik, 2016).

En la literatura se evidencia que se ha utilizado la entropía MSE para identificar cambios en la complejidad de las fluctuaciones posturales entre grupos de individuos con diversas patologías, como la esclerosis múltiple (Busa *et al.*, 2016), la escoliosis idiopática adolescente (Gruber *et al.*, 2011), los cambios relacionados con la edad en la función sensorial (Kang *et al.*, 2009; Manor *et al.*, 2010), así como un método para evaluar la eficacia de las ayudas posturales (Costa *et al.*, 2007), entre otros.

Debido a las ventajas y desventajas que tiene cada una de las entropías indicadas anteriormente, para la presente investigación se calculó cada una de ellas para observar su comportamiento e impacto en cada uno de los grupos de estudio.

Teoría de la información

Los enfoques de la teoría de la información (TI) se han utilizado ampliamente en diferentes campos, en biología y medicina varios autores han reportado las ventajas al utilizarlos en sus investigaciones. Harte y Newman (2014) dan a conocer en su trabajo “Maximum information entropy: A foundation for ecological theory”, que la TI aplicada en ecología ha permitido generar patrones predictivos de relaciones entre área y especies, así como distribuciones en macroecología. Por su parte, Straitand y colaboradores (Strait y Dewey, 1996) la vincularon en discusiones sobre la evolución molecular. Zielińska y Katanaev (2019) muestran las bondades de usar TI para la señalización intracelular, puesto que en la señalización se encuentran aspectos de robustez, redundancia, amplificación de la señal y otros, que tocan el dominio de la teoría de la información; ellos muestran cómo la visualización de la mecánica de la señalización oncogénica previamente intacta por medio de las aplicaciones de la teoría de la información, puede evolucionar hacia nuevas formas de descubrimiento de fármacos contra el cáncer. Wimmer *et al.* (2008), en su trabajo “Adaptation and selective information transmission in the cricket auditory neuron AN2”, abordan el estudio de sistemas sensoriales, específicamente la forma de adaptación en una interneurona auditiva de primer orden (AN2) de los grillos, para predecir cómo la adaptación cambia la curva de entrada-respuesta cuando se presentan señales con dos o tres picos en sus distribuciones de amplitud; esto fue posible con codificación selectiva y TI, puesto que predicen cambios conflictivos.

Waltermann y Klipp (2011) estudiaron las vías de señalización en células individuales y celulares, desde la perspectiva de la teoría de la información, y encontraron que la TI proporciona un nuevo ángulo para la comprensión de la señalización celular, con la promesa de ofrecer avances en la farmacología de receptores, los mecanismos de transformación oncogénica y el descubrimiento de fármacos.

Luengas (2016) empleó TI para evaluar la incidencia de la alineación estática de prótesis en los parámetros biomecánicos de personas con amputación, y encontró que se puede predecir el comportamiento de las articulaciones de segmento corporal inferior, así como el centro de presión y la distribución

de peso sobre los pies al variar la ubicación angular del encaje de la prótesis. La evaluación de la estabilidad postural ha sido ampliamente investigada por diferentes métodos (Schubert *et al.*, 2012), pero con teoría de la información su exploración ha sido limitada.

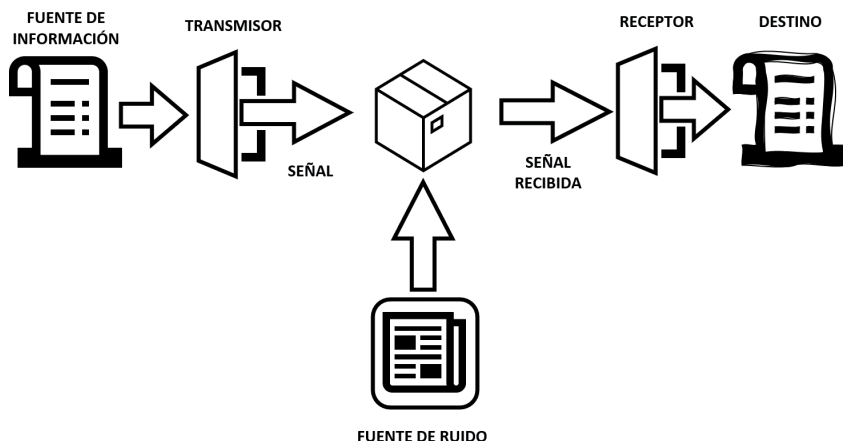
Elementos de un sistema de comunicación

Al analizar un sistema empleando teoría de la información —como se dijo—, se debe considerar el trabajo de Claude Shannon sobre el planteamiento matemático de la teoría de la información y el concepto de obtención de información. En un sistema de comunicación, el asunto primordial consiste en poder transcribir en una localización, de manera casi puntual, un mensaje enviado desde otra localización. Frecuentemente los mensajes poseen significado; en otras palabras, se refieren o se correlacionan según algún sistema con determinadas entidades físicas o conceptuales; es imperante determinar el mensaje con mayor contenido de información del conjunto de mensajes a transmitir. El sistema debe poder analizar todo el conjunto de mensajes para establecer el mensaje en cuestión. Cuando el conjunto de mensajes tiene un número finito de elementos, este valor o una función monótona del mismo puede usarse para medir la información generada al seleccionar uno de los mensajes del conjunto, considerando que las selecciones son equiprobables (Cover y Thomas, 1991; Shannon, 1948). Al trasladar este propósito a un sistema general, lo que se requiere es tener la información (datos) a partir de muestras de variables que represente un sistema. De allí que se debe examinar el conjunto de datos para seleccionar aquellos datos más representativos del sistema estudiado.

Un sistema de comunicación contiene tres bloques esenciales: el transmisor, el receptor y el canal (figura 42). Cada bloque contiene módulos que permiten el flujo de información. El transmisor posee información que desea hacer llegar a un receptor. La información puede ser algún mensaje discreto representado por medio de una cadena de caracteres, de allí que se emplee en el transmisor un codificador de origen para convertir la información en la serie de caracteres. Además, el transmisor debe entregar la señal al canal para su transmisión. El canal es el medio por donde la señal transmitida se propaga del emisor al receptor. El canal puede introducir ruido en el sistema,

es decir, distorsión que resulte en la degradación de la señal en el receptor. Cuando la señal transmitida llega al receptor, el receptor estima qué información ha enviado el transmisor (Farsad *et al.*, 2013).

Figura 42. Elementos de un sistema de comunicación

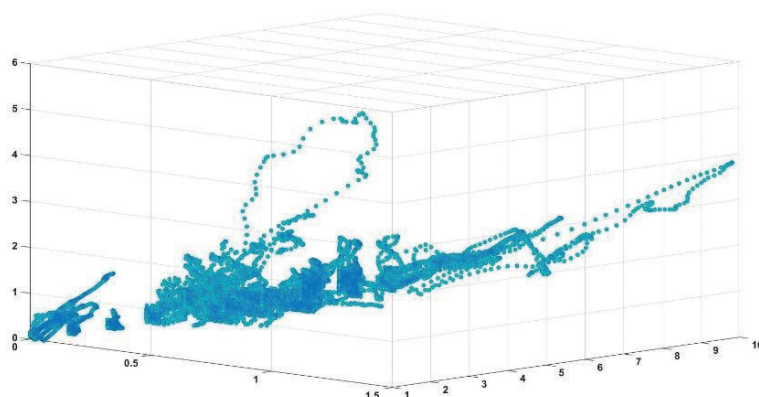


Fuente: adaptado de Shannon (1948).

Con base en los criterios mencionados, se presenta un sistema en general visto desde la teoría de la información.

- La fuente de información produce un mensaje o secuencia de mensajes para ser enviados al terminal receptor. El mensaje puede ser una serie de datos, ya sea recolectados de un experimento o una construcción de caracteres. Al considerar una serie de variables de tipo temporal se tendrá una función $(x; t)$, donde x será el conjunto de datos dependientes del tiempo. Estos datos contienen información del conjunto de salida. Los datos de entrada pueden estar contenidos en una tabla, los datos representan distintos casos, cada fila de la tabla es un caso y cada columna una variable que toma diferentes valores según los atributos del caso; estos datos se pueden representar mediante un espacio cuya dimensión está dada por la cantidad de variables, de esta forma cada caso es un punto en el espacio y casos similares se situarán en una región próxima del espacio (figura 43).

Figura 43. Distribución de datos en el espacio



Fuente: elaboración propia.

1. El transmisor opera en el conjunto de mensajes para producir una señal adecuada para la transmisión por el canal. Los datos de entrada son revisados y seleccionados para obtener la mejor representación posible del conjunto de entrada.
2. El canal es el medio utilizado para transmitir la señal del transmisor al receptor, es decir, la vía a través de la cual se transporta la señal. Da a conocer la relación existente entre entrada y salida. El inconveniente del canal es la reducción de la fuerza de la señal (atenúa la señal) que transporta la información, se debe principalmente a la adición de ruido.
3. El receptor recoge la información del canal y reconstruye el mensaje a partir de la señal.
4. El destino es la salida del sistema, muestra la respuesta del sistema a las entradas.
5. El ruido es un error aleatorio o una variación en una variable medida. Esta señal no deseada ingresa al sistema de comunicación a través del canal de comunicación e interfiere con la señal transmitida, haciendo que esta señal se degrade.

Cuando el canal contiene altos niveles de ruido, por lo general, la reconstrucción del mensaje original no se puede llevar a cabo, impidiendo conocer

con certeza la información enviada, a pesar de emplear diferentes operaciones sobre la señal recibida. Sin embargo, existen formas de transmitir la información que son óptimas para combatir el ruido; por ejemplo, incluir por conveniencia una entropía condicional llamada equivocación, la cual mide la ambigüedad promedio de la señal recibida. Este es un elemento adicional en todo sistema de información (Farsad *et al.*, 2013; Witten *et al.*, 2017).

Medición de la información

En la medición del contenido de la información se considera el bit como unidad de medida; el bit representa la mínima cantidad de información posible, un bit tiene solo dos estados, por ello la base de logaritmos utilizada es 2 (ecuación 37). La medida de información mide una característica del contenido de información de un conjunto de datos llamada entropía (Shannon, 1948).

$$\text{cantidad de información en bits} = \log_2 (\text{número posible de mensajes}) \quad (37)$$

La entropía, desde el punto de vista de TI, es la complejidad descriptiva mínima de una variable aleatoria, es la medición de la incertidumbre en un sistema. La entropía es menor en la medida que los estados de un sistema se apartan de la máxima incertidumbre. Cuando el valor de la entropía disminuye, comparado con el valor teórico más alto del sistema en exploración, es posible que el conjunto de datos se encuentre sesgado y que algunos estados del sistema no se representen de forma adecuada. Las mediciones entrópicas son la base para evaluar y comparar el contenido de información en varios aspectos de un conjunto de datos, permiten determinar la estructura de dependencia multivariada entre las variables, elemento fundamental para comprender la organización de un sistema. Todo conjunto de datos tiene una entropía máxima teórica cuando se encuentra en un estado de incertidumbre máxima, en este caso todos los resultados significativos son igualmente probables; se debe considerar que la gran mayoría de los conjuntos de datos contienen ruido, lo cual incrementa la entropía (Cover y Thomas, 1991).

Como se estableció, la entropía $H(A)$ permite representar el valor esperado del contenido de información; esto es, el número mínimo de bits (costo)

requeridos en promedio para la transmisión de un mensaje (ecuación 38) (Shannon, 1948).

$$H(A) = - \sum_i p(a_i) \cdot \log_2 p(a_i) \quad (38)$$

Donde A es la variable aleatoria y $p(a_i)$ la probabilidad de ocurrencia de cada uno de sus valores; ya que la información se representa en bits se hace uso del logaritmo en base 2 —como ya se dijo—. Al no presentarse incertidumbre la entropía tendrá un valor mínimo de cero (0), el valor máximo se obtiene cuando todos los estados posibles tienen la misma probabilidad de ocurrencia (Shannon, 1948).

La entropía también se emplea en conjunto de variables. Al tener las variables A , B que presentan la distribución de probabilidad conjunta (a, b) , la entropía conjunta se establece con la ecuación 39 (Cover y Thomas, 1991).

$$H(A, B) = - \sum_{a \in A, b \in B} P(a, b) \cdot \log_2 P(a, b) \quad (39)$$

La entropía condicional hace alusión al conocimiento de la incertidumbre de una variable al conocer otra; es decir, la entropía que tiene la variable B conociendo la información de A (ecuación 40), de allí que resulta en una medida de información mutua. El mínimo valor de la entropía condicional es 0, esto indica que conociendo B no se tiene incertidumbre sobre el valor de A (Cover y Thomas, 1991).

$$H(A|B) = - \sum_{a \in A, b \in B} P(a, b) \cdot \log_2 P(a|b) \quad (40)$$

La información mutua $I(A; B)$ (ecuación 41), mide exactamente la cantidad de información disponible para determinar un valor de salida específico dado un valor de entrada, luego es la velocidad de comunicación en presencia de ruido, y hace referencia al aumento de la tasa de duplicación de la información general dada la información específica. En general, la información mutua da a conocer la existencia de relación entre entradas y salidas (Cover y Thomas, 1991).

$$I(A; B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (41)$$

Entre las aplicaciones que se pueden hacer con la teoría de la información, se encuentra el análisis de datos, ya sea como instancias o variables; asimismo, examinar todo un conjunto de datos o partes de un conjunto en un sistema. La evaluación de los datos utiliza la entropía y la información mutua haciendo uso de (Farsad *et al.*, 2013; Pyle, 2003):

- Estimación de áreas problema, verificando la calidad del conjunto de datos de entrada como un todo o el conjunto de datos de salida como un todo.
- Evaluación de la calidad y las áreas problema de los subconjuntos de datos (por ejemplo, prueba y verificación) dentro de su propio conjunto.
- Verificación de las condiciones individuales que ostentan cada una de las variables en su rango de valores.
- Valoración de la independencia de las variables (midiendo la entropía entre entradas).
- Selección de las variables de entrada más independientes entre sí que poseen la máxima información predictiva o inferencial sobre la(s) salida(s).
- Estimación del máximo rendimiento posible de un modelo al considerar todas las entradas y salidas de los diferentes subconjuntos (entrenamiento, prueba, validación).
- Identificación de señales problema, así como de áreas problema o mal definidas en un modelo.

Otro concepto utilizado en TI hace referencia a la señal, es un estado del sistema que indica una comunicación definida y un sistema puede tener cualquier número de señales. La menor señal posible es un estado del sistema que está presente o no está presente; este sistema de información de señales de dos estados alude al bit de información. La redundancia mide la información duplicada en los estados del sistema y permite la compresión de conjuntos de datos una vez se elimina parte de la redundancia. Un conjunto de señales es un conjunto de datos (Pyle, 2003).

El conjunto de datos de un sistema, por lo general, contiene dos partes: la entrada y la salida. La entrada comprende todas las variables que

estadísticamente son independientes; estas variables contienen la información a mapear. La salida contiene la información a predecir, sobre ella se extraen inferencias de las variables de entrada. Habitualmente se recopilan los datos tanto de la entrada como de la salida en un solo conjunto, pero los subconjuntos de datos de entrada y salida deben examinarse de forma independiente para determinar sus niveles de entropía (Pyle, 2003).

Tipo de variables

Las colecciones de valores de características particulares recogidas en procesos de mediciones se agrupan en variables; cuando las mediciones se toman aparecen patrones al considerar en conjunto las instancias de valores de una variable, revelando peculiaridades. Como todos los datos se recolectan al tiempo, es posible indagar en patrones sobre la forma de comportamiento de las variables, observando los cambios exhibidos al modificar características de validación del conjunto, de la misma variable o de otras. Existe diversidad en el tipo de variables, cada uno se distingue por la cantidad de información que codifican; sin embargo, los datos no siempre se pueden catalogar en una única clase. Es acostumbrada la descripción de las variables del mismo tipo que la escala, o características de la escala, como se miden, de allí proviene una variable categórica o una variable continua. Un valor medido en una escala es, por supuesto, un solo punto y, como tal, no puede mostrar ningún patrón. Las variables son las que muestran patrones o atributos reconocibles y son estos atributos comunes de las variables los que pueden describirse como existentes en un continuo (Chakrabarti *et al.*, 2009; Pyle, 2003).

Según Pyle (2003), entre los tipos de variables se tiene, por ejemplo:

- *Nominales*, contienen la menor cantidad de información de un sistema, ya que, por lo general, solo nombran cosas usando etiquetas con fines de identificación. No existe un orden inherente en estas variables, por ello no pueden agruparse de forma significativa. Sin embargo, sí contienen información definida, por muy pequeña que sea.
- *Categóricas*, son etiquetas de grupo para identificar conjuntos de entidades que comparten un conjunto de características implícitas en la categoría, contienen baja cantidad de información de un sistema, pero permiten la

agrupación de valores de manera significativa. Las diferentes categorías se pueden diferenciar usando etiquetas, tal como un número de valor medido categóricamente. Las medidas categóricas denotan la presencia de una diferencia, pero no son capaces de cuantificar la diferencia.

- *Ordinales*, permite colocar un orden significativo a la lista de etiquetas, de allí que contienen más información que las nominales o las categóricas. La clasificación de las categorías debe hacerse sujeta a la condición particular llamada transitividad. La transitividad significa que, si A está clasificado por encima de B, y B por encima de C, entonces A debe estar clasificado por encima de C. Es decir: si $A > B$ y $B > C$, entonces $A > C$. Las variables ordinales contienen bastante información, pero no permiten comparar la magnitud de las diferencias entre las categorías.
- *Intervalos*, contiene información sobre el orden de clasificación de los valores medidos y sobre las diferencias de tamaño entre los valores. Esto significa que la escala lleva consigo los medios para indicar la distancia que separa los valores medidos. Las variables de intervalo casi siempre se miden utilizando números, por ello forman parte de las mediciones cuantitativas, es decir, valores que capturan diferencias, cambios o la cantidad de algún atributo de un objeto.
- *Escala de relación*, es el tipo de variable con mayor contenido de información; da a conocer la posición para cualquier valor en una escala mediante una relación acordada, que se convierte en una medida significativa de las propiedades de la escala; los valores en la escala de relación son cuantitativos.

Las series de variables tienen características suficientes para generar patrones consistentes de comportamiento, como mínimo son bidimensionales, aunque una de las dimensiones puede estar implícita. El tipo más común de serie de variable es una serie temporal, donde se registran valores de alguna característica o evento durante un período de tiempo. La serie puede constar únicamente de una lista de medidas, dando la apariencia de una sola dimensión, pero el orden es por tiempo, que, para una serie de tiempo, es la variable implícita. Los valores de la serie siempre se miden en una de las escalas ya nombradas, nominal a través de la relación, y se presentan como una lista ordenada. Por su naturaleza, una serie tiene algún patrón implícito dentro

del ordenamiento, el cual puede repetirse durante un período. A menudo, las series de tiempo se consideran por defecto repetitivas o cíclicas, pero no hay ninguna razón por la que deba existir un patrón repetitivo; no obstante, existe un patrón en los datos en serie, aunque no es repetitivo (Chakrabarti *et al.*, 2009; Pyle, 2003).

Uno de los objetivos del análisis de datos de series empleando teoría de la información es describir el patrón que caracteriza la serie, identificarlo y encontrar la parte repetitiva. La preparación de datos de series para modelar, entonces, debe preservar la naturaleza del patrón que existe; asimismo, colocar los datos en una forma tal que la información deseada se exponga a una herramienta de modelado (Chakrabarti *et al.*, 2009; Pyle, 2003).

Agrupación de valores numéricos

Debido a la alta cantidad de datos que se pueden tener luego de hacer las mediciones numéricas, la dimensionalidad de un conjunto de datos (recuento del número de variables que contiene) es primordial, pues los datos pueden estar repetidos y, por tanto, existir redundancia de información; además, necesitan alta capacidad de almacenamiento y de procesamiento, de allí que los datos se agrupen en conjuntos donde exhiben características similares. Este proceso de agrupación (en inglés, *binning*) implica dividir el rango de valores (conjunto de datos) en subrangos (subconjuntos) y usar etiquetas de intervalo como sustitutos de los valores reales; estos subconjuntos son representativos de toda la población y reducen la variabilidad (eliminación de parte de la estructura fina) interna. Existen diversos métodos de agrupación: uno de ellos, es empleando la cantidad de información de cada dato, para así transferir conocimiento y comprensión del sistema. Se debe considerar que la teoría de la información concede la descripción de la información tanto de un objeto como de un proceso (Chakrabarti *et al.*, 2009).

La técnica supervisada de agrupación de menor pérdida de información (en inglés, *least information lost* —LIL—) divide el espacio de estado en áreas con datos que contienen cantidad de información similar. Para cualquier conjunto de datos existe una cantidad óptima de agrupaciones donde mejor se preserva el contenido de información del conjunto de datos. Sin embargo, cualquier estrategia de agrupamiento pierde algo de información, pues las

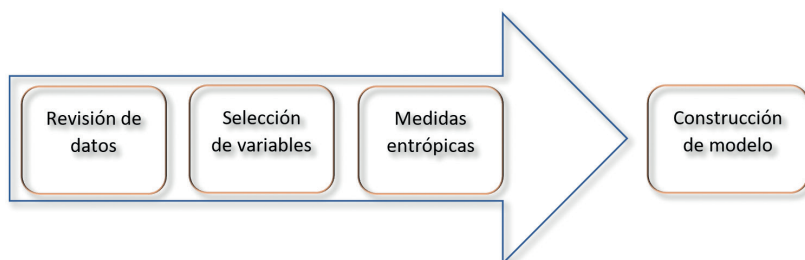
variables numéricas transportan información en las relaciones de distancia entre los valores (su distribución) y siempre hay menos agrupaciones que valores; pero algunas herramientas de modelado requieren agrupamiento y otras son enormemente más rápidas con datos agrupados en lugar de datos continuos. Las compensaciones de rendimiento y capacidad frente a la información perdida (por lo general pequeña, particularmente si se usa una estrategia de agrupamiento óptima) con frecuencia favorecen el agrupamiento como una estrategia práctica que vale la pena. Cuando se utiliza el óptimo generador de agrupaciones, se describe como la agrupación con menor pérdida de información (Pyle, 2003).

El algoritmo LIL utiliza la información mutua entre dos variables de datos (variables individuales) para conocer la cantidad de información que se tiene en un conjunto de variables; para ello, calcula la entropía de una variable menos la entropía de la segunda dada la primera. Así, el primer paso del algoritmo, es encontrar la entropía de todos los valores de “la entropía del segundo, dado el primero” para cada valor discreto del primero; esto produce medidas de entropía condicional para todos los valores de una variable. Dado que se examina la entropía condicional directa y la inversa, se debe calcular la entropía condicional de A dada B y, viceversa, para los valores de A y B. El segundo paso, es reemplazar los valores de las variables por su respectivo valor de entropía condicional. El tercer paso, es agrupar los datos según los valores entrópicos calculados y determinar el punto de división; para ello, se examina cada partición de forma recursiva hasta que se cumpla el criterio de detención de información mínima en todos los puntos de división candidatos, lo que es equivalente al par atributo-valor con la máxima ganancia de información. Esto hace que sea más probable que los límites del intervalo (puntos de división) estén definidos para ocurrir en lugares que pueden mejorar la precisión de la clasificación, por lo que el conjunto inicial de datos se reduce (Ferreyra, 2011; Pyle, 2003).

Metodología para el análisis de datos usando la teoría de la información

El análisis de un sistema empleando teoría de la información requiere de una serie de etapas para lograr descubrir la relación existente entre las variables de entrada y las de salida (figura 44).

Figura 44. Etapas de la metodología para el análisis de datos usando la teoría de la información



Fuente: elaboración propia.

Ferreira (2011) estima que las etapas consideradas en la construcción de un modelo son:

1. *Revisión de datos y verificación de variables tipo categóricas.* En caso de no ser categóricas, llevar a cabo la técnica de agrupamiento de menor pérdida de información.
2. *Selección de variables.* Un método efectivo en la elección de variables es usando la teoría de la información, ya que permite tener aquellas variables que transmiten mayor cantidad de información; esto conlleva tener un conjunto de variables con alta cantidad de información del sistema, excelente relación señal/ruido, variables no colineales, pero considerando la interacción entre ellas.
3. *Análisis entrópico.* Cómputo de valores entrópicos para observar la existencia de información suficiente en las entradas que permitan predecir las salidas, así como comprobar la existencia de relación entre entradas y salidas, determinar la existencia de independencia entre variables de la entrada, entre otros. Los valores entrópicos son:
 - a. La entropía total presente con las variables de entrada que han sido seleccionadas, es decir, la información entrante $H(X)$ (ecuación 38).
 - b. La entropía total presente en la salida, es decir, la información requerida $H(Y)$ (ecuación 38).
 - c. La equivocación $H(X|Y)$, cantidad de información de diferentes patrones de entrada que especifican iguales señales de salida del sistema de estabilidad.

- d. El ruido $H(Y|X)$, cantidad de entropía en la salida que permanece después de transmitir toda la información de entrada (ecuación 42).

$$Ruido = H(Y|X)/H(Y) \quad (42)$$

- e. La información transmitida o información mutua ($X:Y$) es la cantidad de información o señal en los datos de entrada que reduce la entropía de la señal de salida (ecuación 41). Entre mayor sea la relación entre entradas y salidas es más fuerte.
- f. La redundancia permite que los datos erróneos sean corregidos, de allí que se muestra la cantidad de información redundante en los datos de entrada.
- g. La confianza es el grado de seguridad de que la distribución multivariable de las agrupaciones generadas representa la población total del sistema.
4. *Construcción del modelo.* Verificación de comportamiento del sistema por medio de un modelo explicativo; asimismo, se puede comprobar con datos no explorados observando la predicción del modelo. Un modelo que se basa en TI es el MAXIT, donde se busca maximizar la transferencia de información entre entradas y salidas; para ello, la información se transmite en modo disjunto y se abarca toda la información a transmitir, ya sea lineal, funcional o discontinua. Utiliza reglas para describir el funcionamiento del sistema, cada una de las reglas mapea la relación existente entre entradas y salidas. La obtención de maximizar la información implica la reducción del nivel de ruido; por ello, al usar MAXIT se debe ajustar el nivel de sensibilidad acorde con el nivel de confianza, de esta forma el modelo será lo más representativo posible del conjunto de entrenamiento; asimismo, su rendimiento será aceptable en conjuntos de datos nuevos.

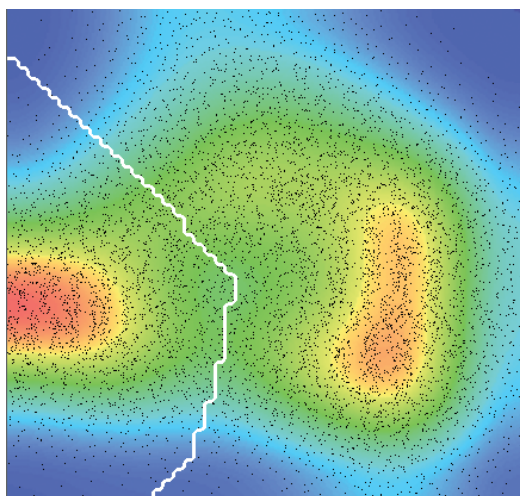
Clustering

Los datos de un sistema se pueden representar como puntos en el espacio en un mapa de densidad; en esta representación gráfica de dos dimensiones

se proyectan todos los puntos, aquellos con características similares se establecen de forma cercana entre ellos, caso contrario, los puntos disímiles se ubicarán distanciadamente, así se forman grupos; este es el principio de agrupación o *clustering* (figura 45). Un mapa de densidad es una representación gráfica de dos dimensiones donde se proyectan.

La técnica de agrupamiento (clúster) permite dividir instancias en grupos naturales y así distinguir, en el conjunto de datos analizados, los grupos denominados clúster; estos grupos representan los estados preferidos del sistema de variables que describen el espacio de estados. El análisis de *clustering*, además de ser una herramienta cognitiva importante, es también un método para reducir grandes conjuntos de datos, ya que permite el reemplazo de un grupo de datos por su caracterización compacta; de allí que se han utilizado en diversos campos, tales como biología, medicina, entre otros, donde no se tienen clasificación exacta de los datos, un ejemplo es la caracterización del centro de gravedad de un grupo dado (Chakrabarti *et al.*, 2009; Pyle, 2003; Rao, 1971; Wierzhón y Kłopotek, 2018).

Figura 45. Datos agrupados en dos clústeres



Fuente: elaboración propia.

El término *data clustering*, traduce agrupación de datos, apareció por primera vez en 1954 en el título de un artículo sobre el análisis de datos antropológicos, luego se dieron a conocer nombres equivalentes entre los que están

Q-análisis, tipología, *clumping* y taxonomía, que dependían del dominio donde se aplicaba el agrupamiento; se debe aclarar que continúan existiendo múltiples sinónimos o conceptos estrechamente relacionados para el término análisis de clúster (Chakrabarti *et al.*, 2009). Como lo explican Witten *et al.* (2017), el empleo de esta técnica es variado, se tiene la segmentación de clientes, de imágenes, de patrones, entre otros.

La segmentación de imágenes busca una estructura particular en los datos de la imagen, ya sea un rastro de uno o más objetos físicos para separarlos del fondo; para ello, se establecen criterios de pertenencia donde se incluyen propiedades: locales, como continuidad de color, sombreado, textura; globales, como alineación a lo largo de una línea de curvatura limitada, por ejemplo. La segmentación del cliente intenta dividir la población en secciones homogéneas concentradas en torno a algún concepto, haciendo que los criterios de agrupamiento sean predominantemente globales; de esta manera, se consigue la representatividad de la población de clientes a través de la división en categorías, lo que permite ejecutar diferentes acciones; por ejemplo, conocer las características predominantes de los clientes pertenecientes a determinada categoría, determinar la rentabilidad al asignar recursos a cada clúster desde el punto de negocio, etc.

En la investigación biomédica su uso se ha extendido en varios sectores, así como lo muestran Xu y Wunsch (2010) en su artículo “Clustering algorithms in biomedical research: A review”, los autores expresan que la técnica de *clustering* se ha utilizado en la investigación de expresión génica y secuencias genómicas, la exploración de documentación biomédica, el estudio de imágenes de resonancia magnética, entre otros. Por ejemplo, Ulfenborg *et al.* (2020) utilizaron algoritmos de agrupación en la exploración de datos moleculares para congrega los genes que contienen perfiles de expresión semejantes, pues se supone que son partícipes de procesos moleculares comunes; de este modo, la agrupación de las moléculas permite interpretar los descubrimientos biológicos (Ulfenborg *et al.*, 2020; Wierzchón y Kłopotek, 2018).

Por su parte, Baig *et al.* (2012) examinaron el comportamiento de seis medidas convencionales del CoP utilizadas para caracterizar la estabilidad postural, estas son: desplazamiento radial promedio, velocidad promedio, área de la elipse de confianza del 95 %, desviación estándar de CoP

en dirección medial-lateral, desviación estándar de CoP en dirección antero-posterior y desviación estándar del desplazamiento radial. Las medidas se compararon en cuatro condiciones que presentaban los sujetos: pies juntos y ojos abiertos, pies juntos y ojos cerrados, una pierna y ojos abiertos, y una pierna y ojos cerrados, y se encontró que el uso de clúster permite verificar que la media es la mejor medida para evaluar la estabilidad postural.

Las agrupaciones (clúster) reflejan un mecanismo que funciona en el dominio donde se extraen las instancias; este mecanismo hace que algunas instancias se parezcan más entre sí que con las restantes de otras agrupaciones. Los clústeres son subconjuntos disjuntos del conjunto de datos con la propiedad, tal que los datos pertenecientes a diferentes grupos difieren entre sí mucho más que los datos que pertenecen al mismo grupo. El propósito del agrupamiento (*clustering*) es descubrir una estructura natural en el conjunto de datos para así reunir los datos en subconjuntos; el medio que permite realizar esa tarea suele ser una medida de similitud o disimilitud (Chakrabarti *et al.*, 2009; Wierzchón y Kłopotek, 2018).

El resultado de la agrupación en clústeres se puede expresar de diferentes formas, ya sea que los grupos identificados sean exclusivos para que cualquier instancia pertenezca a un solo grupo, o pueden estar superpuestos de modo que una instancia se encuentra en varios grupos; también pueden ser probabilísticos, cuando una instancia pertenece a un grupo con una cierta probabilidad. Además, pueden ser jerárquicos con una división de instancias en grupos en un nivel superior y cada uno de estos grupos se va refinando hasta llegar a las instancias individuales. La elección de agrupación se da por la condición de la mecánica presente en el interior del grupo de estudio. Sin embargo, generalmente estos mecanismos se desconocen, la elección se da por las herramientas de *clustering* disponibles (Chakrabarti *et al.*, 2009).

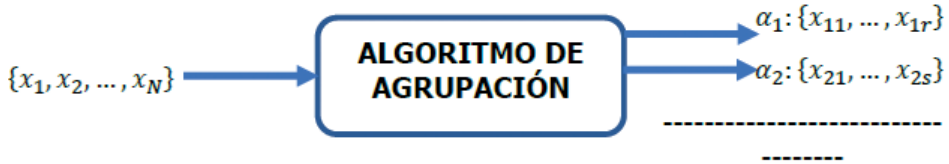
Definición

Dado un conjunto de objetos de datos (entidades, patrones de entrada, instancias, observancias, unidades) que constituyen una matriz con los objetos y sus propiedades, se pretende dividir los objetos en un cierto número de agrupaciones (categorías, grupos o subconjuntos, clúster) para explorar la estructura subyacente y proporcionar información útil en análisis posteriores;

estas agrupaciones presentan cohesión interna ya que contienen elementos similares entre sí, además existe aislamiento entre grupos, pues los objetos incluidos en cada grupo difieren en características en relación con las variables de análisis (figura 46). Lo descrito es la finalidad del agrupamiento, ya que no existe una definición precisa y universalmente acordada del término agrupamiento (*clustering*), en parte debido a la subjetividad inherente del *clustering* que impide un juicio absoluto sobre la eficacia relativa de todas las técnicas de agrupamiento; la definición puede diferir de un problema a otro dependiendo del objetivo deseado y de las propiedades de los datos. A pesar de esta dificultad, algunos autores han propuesto definiciones donde está presente la homogeneidad interna y la separación externa; sin embargo, las descripciones de similitud y distancia en estas definiciones no están claras (Gallardo, 2021; Xu y Wunsch, 2010):

1. Un clúster es una agrupación de datos con similitudes entre ellos, los datos entre clústeres son disímiles.
2. Un clúster es una agrupación de datos con un centroide. Se define centroide como un punto que se ubica en el centro de un clúster, por lo general corresponde al promedio de la suma de las coordenadas de un conjunto de datos, en ocasiones es un punto imaginario situado dentro del clúster. Los datos de un clúster presentan una distancia al centroide de su agrupación menor que la distancia del dato al centroide de cualquier otra agrupación. Se tiene en cuenta la distancia intra-clúster, es la distancia existente entre los diferentes datos ubicados al interior de un mismo clúster.
3. Un clúster es una agrupación de datos con un valor de distancia entre dos objetos del mismo grupo siempre menor que el valor de distancia entre datos que pertenecen a diferente grupo. Se observa la distancia inter-clúster, es decir, es la distancia entre los diferentes clústeres.
4. Un clúster es una porción de un espacio continuo con alta concentración de datos que se encuentra alejada de otras partes también con alta concentración; estas porciones están separadas por regiones con baja concentración.

Figura 46. Representación de un algoritmo de agrupamiento



Fuente: adaptado de Maravall (1993).

Tipos de agrupamiento

Dado el conjunto X de N datos $X = \{x_1, \dots, x_j, \dots, x_N\}$, donde $x_j = (x_{j1}, x_{j2}, \dots, x_{jd})$, con cada medida x_{ji} denominada característica, ya sea atributo, dimensión o variable, se pueden crear agrupaciones usando diversos métodos para hacer el agrupamiento. A continuación, se abordan algunos de estos.

Clustering iterativo basado en distancia

También llamado “método no jerárquico, partitivo o de optimización”. Este método consiste en realizar agrupamiento particional directo por división directa de los objetos de datos en cierto número de grupos (Gallardo, 2021).

Chakrabarti *et al.* (2009) sugieren que la técnica clásica de agrupamiento basado en k -medias emplea varias fases:

1. Se especifica, de antemano, cuántas agrupaciones (clústeres) se buscan, es decir, se determina el parámetro k .
2. Se seleccionan arbitrariamente k puntos definidos como los centroides de las agrupaciones.

Los objetos (datos) se designan a la agrupación con menor distancia euclídea común (distancia común entre dos puntos). Sean dos datos C y D dentro de un clúster, con coordenadas $C = (c_1, c_2)$ y $D = (d_1, d_2)$, la distancia euclidiana $d(C, D)$ entre estos puntos está dada por la ecuación 43:

$$d_E(C, D) = \sqrt{(c_1 - d_1)^2 + (c_2 - d_2)^2} \quad (43)$$

3. Se computa el centro o el valor de la media de los datos de cada agrupación; el valor del centro será el nuevo valor central para cada agrupación.
4. El procedimiento descrito se realiza nuevamente con el nuevo valor de centro de cada agrupación; el procedimiento se torna iterativo hasta conseguir los mismos datos asignados a las mismas agrupaciones, en ese momento los centroides se han fijado y su valor no variará.

Debido a la sencillez y efectividad de este procedimiento, su uso es amplio en diferentes aplicaciones. Este método hace que la distancia total al cuadrado desde todos los puntos a sus centros de grupo se reduzca y entrega un mínimo local, sin garantizar que sea el mínimo global. Las agrupaciones finales se tornan sensibles a los centroides de la agrupación inicial, lo que puede ocasionar agrupaciones resultantes diferentes si se hacen pequeñas variaciones al elegir el valor inicial de agrupaciones. Para incrementar la posibilidad de hallar un mínimo global, el algoritmo funciona en repetidas ocasiones empleando varias selecciones iniciales de número de clústeres y se elige aquella con mejor resultado final, es decir, la que exhiba menor distancia total al cuadrado (Chakrabarti *et al.*, 2009).

Gallardo (2021) presenta cuatro métodos dentro del *clustering* iterativo:

1. *Método de reasignación*, concede la reasignación de los objetos; es decir, un objeto perteneciente a una agrupación puede ser asignado a otra siempre y cuando el criterio de selección se optimice; es un proceso iterativo que culmina una vez todos los objetos se reasignaron y se alcanzó un alto grado de optimización. Entre los algoritmos que usan este método están: K-Medias, el Quick-Cluster análisis, Forgey, nubes dinámicas, entre otros.
2. *Método de búsqueda de la densidad*. Es el método que entrega ya sea una aproximación tipológica o una probabilística. En la tipológica, las agrupaciones se establecen en las zonas donde se obtenga alta concentración de objetos; se tienen: análisis modal de Wishart, Taxmap, Fortin. En la probabilística se observa la probabilidad de presencia de un parámetro dentro de un grupo, los objetos se ubican en la agrupación con distribución similar, un método representativo son las combinaciones de Wolf.

3. *Método directo*. Permite catalogar paralelamente a los objetos y a las variables, tal como lo ejecuta *Block-Clustering*.
4. *Método de reducción de dimensiones*, también llamado “Análisis Factorial tipo Q”, lleva a cabo la indagación de factores en el espacio de los objetos; un factor corresponde a una agrupación.

Clustering jerárquico

El agrupamiento jerárquico considera agrupar objetos de datos con una secuencia de particiones anidadas, con el fin ya sea de minimizar la función de distancia o maximizar la similitud; todos los puntos de datos se procesan individualmente, a diferencia de k-medias donde los datos se procesan conjuntamente, lo que permite reducir el tiempo de procesamiento y, por ende, la obtención de clústeres adecuados. Se inicia suponiendo que cada uno de los datos es un centroide, luego cada dato se agrupa con otro con distancia mínima, para así formar los primeros clústeres, se continúa de forma iterativa hasta lograr el número de clústeres requerido. Se puede usar la construcción de un árbol KD o de bolas (*balls*) para todos los puntos de datos, con el fin de conseguir las agrupaciones; este árbol permanecerá estático durante todo el procedimiento de agrupamiento. En cada iteración se desciende desde la raíz hasta llegar a una hoja, allí se comprueba cada punto individual para encontrar su centro de racimo más cercano; existe la posibilidad de que un nodo interior superior esté completamente dentro del dominio de un solo centro de clúster, en tal caso, todos los puntos de datos debajo de ese nodo se procesan en una sola iteración.

Según Gallardo (2021), se tienen dos tipos de este método:

1. *Aglomerativos*, usan un proceso ascendente que inicia con igual número de agrupaciones y objetos para realizar asociaciones que permitan abarcar todos los objetos. Cada iteración calcula la distancia entre los grupos existentes y los dos grupos con mayor similitud se reúnen; se termina una vez se tiene el clúster con todos los objetos.
2. *Disociativos*, contrario al caso anterior, se inicia con una agrupación donde se encierran todos los objetos, para luego hacer divisiones sucesivas

que permitan tener agrupaciones pequeñas, finalmente se tendrá igual número de agrupaciones que de individuos.

Sin importar el tipo de asociación usado, existen variados criterios empleados en la generación de agrupaciones basados ya sea en distancia o en similitud. En el método aglomerativo se tiene: amalgamamiento simple, amalgamamiento completo, promedio entre grupos, centroide, mediana, cantidad de información contenida, Ward. En el método disociativo, están: análisis de asociación, detector automático de interacción, además de los nombrados en aglomerativo.

Procedimiento de agrupamiento

Independiente del tipo de método para agrupar, el análisis de clúster es una serie de ensayos y repeticiones en lugar de un proceso de una sola vez, que, según Xu y Wunsch (2010), consta de cuatro pasos, todos igualmente importantes y estrechamente interrelacionados:

1. *Selección o extracción de características.* La selección permite elegir las características propias de un conjunto de datos, mientras que la extracción hace uso de transformaciones para generar características nuevas tomando como base las originales. Las características derivadas de la extracción pueden presentar mejor desempeño en el descubrimiento de la estructura del conjunto de datos; pese a esta ventaja, es viable que las nuevas características sean difíciles de interpretar de forma física y, por tanto, difíciles de mostrar. Por el contrario, la selección de características confirma la conservación de la significación física original de las características elegidas. Ocasionalmente, los dos términos son empleados de manera indiferente sin tener en cuenta sus diferencias, causando así confusión.
2. *Diseño o elección del algoritmo para la agrupación.* La generación de un algoritmo nuevo para la agrupación acostumbra a estar asociado con la contestación a dos interrogantes claves: cuál es el tipo de medida de proximidad a ser usada y cuál clase de función de criterio debe ser optimizada. De manera intuitiva, los datos se congregan en diversos clústeres según se asemejan teniendo en cuenta el grado de similitud o distancia, tomando de forma general el término 'proximidad'. La

mayoría de los algoritmos de agrupamiento en clústeres se encuentran vinculados explícita o implícitamente a un concepto específico de medida de proximidad, otros algoritmos trabajan de forma directa en una matriz de proximidad. Luego de determinar la medida de proximidad, el procedimiento para agrupar se podría interpretar como un problema de optimización con una función de criterio establecida.

3. *Validación de clústeres.* Al operar en un conjunto de datos, cualquier algoritmo para la agrupación en clúster siempre realiza mínimo una partición, incluso si los datos no contienen una estructura. Asimismo, diferentes algoritmos para la agrupación pueden llevar a generar distintas agrupaciones de datos; incluso, usando un mismo algoritmo, la elección de un parámetro o el orden de exposición de los patrones de entrada logran influir en los resultados finales. Por tanto, los estándares y criterios de evaluación eficaces son de vital importancia para brindar a los usuarios un grado de confianza en los resultados de la agrupación.
4. *Interpretación de resultados.* Este paso puede ser ignorado expeditamente al realizar agrupación en clústeres; no obstante, es tan valioso como los tres pasos nombrados, pues permite generar conocimientos relevantes del conjunto original de datos de tal forma que se desarrolle un entendimiento conciso del comportamiento del conjunto y así proveer resultados eficaces a problemas planteados, cumpliendo de esta forma con la finalidad de la agrupación en clústeres. El especialista en el área de aplicación del algoritmo de agrupamiento es el indicado para interpretar los resultados de las agrupaciones.

Estos pasos están acordes con el planteamiento de Rao (1971), quien aborda el problema de agrupamiento desde dos vertientes: una matemática, dada por las restricciones para el clúster que permiten elegir el tipo de agrupación deseada y especificar restricciones adicionales en los grupos (si las hubiera); además, seleccionar el criterio (puede existir más de uno) para expresar homogeneidad o separación de los conglomerados en el conglomerado que se va a agrupar. Otra, desde un punto de vista estadístico sobre la agrupación, puesto que se selecciona una muestra de entidades, entre las cuales se encuentran los clústeres, para observar o medir las características de estas

entidades y calcular las diferencias entre entidades; la selección final de los agrupamientos se basa en la aplicación de pruebas que permiten describir los clústeres por sus entidades y estadísticas descriptivas.

Medidas de asociación

Las medidas de asociación permiten medir el grado de similitud entre dos objetos, considerando tanto a Xu y Wunsch (2010) como a Gallardo (2021), se tienen dos clases:

1. Medida de proximidad también llamada “de similitud o semejanza” $s(x)$, permite medir el grado de similitud entre dos objetos (x_i) y (x_j) , de manera que al aumentar la semejanza entre estos objetos este valor se incrementa, incrementando así la probabilidad de pertenecer a una misma agrupación. La similitud cumple las ecuaciones 44, 45 y 46.

$$s(x_i, x_j) = s(x_j, x_i) \quad (44)$$

$$s(x_i, x_j) \leq s_0 \quad (45)$$

Donde s_0 es un número real finito arbitrario.

$$s(x_i, x_i) = s_0 \quad (46)$$

Se tendrá similitud métrica si adicional a las anteriores ecuaciones se cumplen las ecuaciones 47 y 48. La máxima similitud se da cuando los dos objetos son idénticos.

$$s(x_i, x_j) = s_0, \text{ si y sólo si } x_i = x_j \quad (47)$$

$$|s(x_i, x_j) + s(x_j, x_k)|s(x_i, x_k) \geq s(x_i, x_j)s(x_i, x_k) \quad (48)$$

Debido al agrupamiento que se puede dar en diferentes tipos de datos, existen variadas formas de calcular la medida de proximidad. Entre las clases de datos están: de intervalo, los datos son cuantitativos y se presentan en forma matricial; frecuencias, las variables para analizar son de tipo categórico; por ello, en las filas se tienen objetos o categorías de objetos y en las columnas las variables con las distintas categorías, dentro de la tabla están las frecuencias; binarios, los datos binarios se encuentran en forma matricial (objetos y variables), el valor “0” revela la no existencia de una característica y “1” la existencia, etc.

2. Las medidas de disimilitud $D(x)$, desemejanza o distancia computan la distancia entre dos objetos (x_i) y (x_j) , de tal manera que al aumentar este valor la diferencia entre objetos aumenta y la probabilidad de pertenecer al mismo grupo disminuye. Según Xu y Wunsch (2010), la función de distancia o disimilitud en el conjunto X debe satisfacer mínimo las siguientes dos condiciones: simetría (ecuación 49) y positividad (ecuación 50).

$$D(x_i, x_j) = D(x_j, x_i) \quad (49)$$

$$D(x_i, x_j) \geq 0, \forall x_i \text{ y } x_j \quad (50)$$

Si además se cumple la condición de desigualdad triangular (ecuación 51) y de reflexividad (ecuación 52), la función de distancia se llama “métrica”. Si solo se viola la desigualdad del triángulo, la función de distancia se llama “semimétrica”.

$$D(x_i, x_j) \leq D(x_i, x_k) + D(x_k, x_j) \forall x_i, x_j \text{ y } x_k \quad (51)$$

$$D(x_i, x_j) = 0 \text{ si } x_i = x_j \quad (52)$$

Según lo explicado en párrafos anteriores, todo algoritmo de agrupación en clústeres toma como base la proximidad de los datos, cada dato está descrito por medio de un conjunto de características expresadas como un vector

multidimensional. Las características pueden ser cuantitativas o cualitativas, continuas o discretas, esto conlleva tener diversos tipos de medida. Por ende, el conjunto de datos con características específicas se inscribe como una matriz donde las filas denotan los datos y las columnas las características; de esta manera, la matriz de datos puede designarse de dos formas, considerando que sus índices de fila y columna presentan diferentes significados. Esto disiente de la matriz de proximidad, que es una matriz simétrica con elementos para representar la similitud o la medida de la distancia de un par de datos en el conjunto de datos; en esta matriz las dos dimensiones presentan igual significado (Xu y Wunsch, 2010).

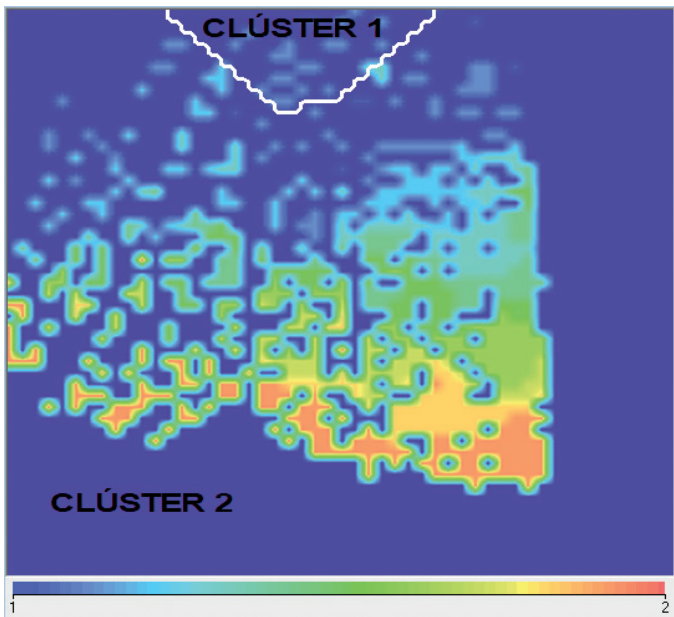
Mapas de calor

Los mapas de calor (en inglés, *heat maps* —HM—) son una representación gráfica que permiten medir la proporción de un acontecimiento en dos dimensiones haciendo uso de colores. Dependiendo del valor otorgado a un dato de una variable en un sistema, el color se altera ya sea en tono o intensidad, de tal forma que el comportamiento del sistema se manifiesta claramente y la lectura es inmediata (Pyle, 2003; Xu y Wunsch, 2010).

La distribución de los valores de cada variable en el mapa de densidad se exhibe de forma gráfica en mapas de calor (figura 47); el fin de emplear estos mapas es permitir la comparación de las relaciones reveladas entre las variables, las cuales no se limitan a ser exclusivamente lineales. En un sistema con varias variables, cada variable tiene un propio mapa de calor, la distribución de los datos es la misma que se representa en el mapa de densidad y los colores simbolizan los valores de la variable; de esta forma, el rojo representa alto valor, el verde valor de rango medio, el azul bajo valor; en la parte inferior de cada mapa se tiene la escala de valores de medición de cada variable.

Por ejemplo, en la figura 47 se tienen los datos de valor entre uno y dos, los cuales se ubican en los dos clústeres mostrados.

Figura 47. Mapa de calor



Fuente: elaboración propia.

Capítulo 4

Aplicación de técnicas de análisis lineal y no lineal en la determinación de la estabilidad postural estática. Caso de aplicación: personas con amputación transtibial unilateral

Descripción del estudio

Con el fin de examinar los métodos de análisis de estabilidad expuestos en capítulos anteriores de este texto, se desarrolló un estudio observacional descriptivo donde participaron 74 sujetos, ellos se distribuyeron en dos grupos de estudio: un grupo de personas con amputación transtibial unilateral con 37 sujetos y un grupo control (personas sin amputación transtibial) con 37 sujetos. Los valores promedio y la desviación estándar de las características de los grupos se muestran en la tabla 2. Se reclutaron los sujetos utilizando un enfoque de tipo a conveniencia no probabilístico. Los sujetos con enfermedades neurológicas, cardiovasculares y otras afecciones ortopédicas se excluyeron del estudio. Todos los participantes tenían una visión normal. Los participantes dieron su consentimiento informado.

Tabla 2. Características de los sujetos que participaron en el estudio

Grupo	Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)
PAT	31,625 ± 3,42	171 ± 7,348	78,875 ± 8,675
CONTROL	56,7 ± 5,3	161,03 ± 9,68	69,3 ± 11,3

Valores promedio. PAT: personas con amputación transtibial.

Fuente: elaboración propia.

Las personas con amputación transtibial examinadas eran todos hombres, con amputación transtibial unilateral, usaban igual tipo de prótesis exoesquelética marca Ottobock, de liner y pin, con pie dinámico en carbono (figura 48). El lado amputado difería entre las personas con amputación transtibial, por ello se optó por dejar como el lado no amputado (contralateral) el izquierdo y amputado (ipsilateral) el derecho. Las personas con amputación transtibial han utilizado la prótesis por más de dos años, pueden adoptar postura estática tanto bípeda como unipodal y hacer marcha.

Figura 48. Tipo de prótesis usada por todos los sujetos con amputación transtibial



Fuente: elaboración propia.

Equipo de medición

La ubicación del CoP se midió con plantillas capacitivas instrumentadas marca Pedar (Novel.de 2019) (figura 49), con una frecuencia de muestreo de 50 Hz. El registro y almacenamiento de los datos medidos se hizo con el sistema de adquisición de datos del sistema Pedar (tabla 3). Las plantillas han

sido ampliamente utilizadas en la medición de presión plantar (Giacomozzi y Uccioli, 2013; Klimiec *et al.*, 2016; Martínez-Nova *et al.*, 2007; Xiaohong *et al.*, 2005), ya que se encuentran certificadas como dispositivo médico de clase I con función de medición de acuerdo con las directivas de la Unión Europea, según lo registran Giacomozzi y Uccioli (2013).

Figura 49. Sistema Pedar



Fuente: Novel.de (2019).

Tabla 3. Características técnicas del equipo y de los sensores usados

Características técnicas del sistema	
Dimensión (mm)	150 × 100 × 40
Peso (gramos)	400
Número de sensores (máx.)	256 (1024)
Frecuencia de medición	20 000 sensores / segundo
Interfaz con el computador	Fibra óptica / USB y Bluetooth®
Opción de sincronización	Fibra óptica / TTL, entrada y salida / inalámbrica
Fuente de alimentación	Batería NIMh
Especificaciones técnicas del sensor	
Tamaño del zapato	22 a 49 (europeo)
Espesor (mm)	1,9 (mínimo 1)
Número de sensores	85 - 99
Rango de presión (kPa)	15 - 600 o 30 - 1200

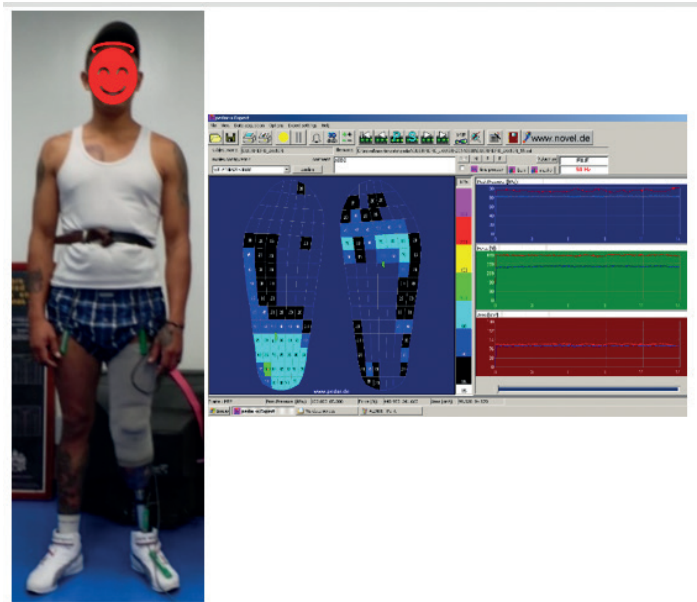
Características técnicas del sistema	
Histéresis (%)	< 7
Resolución (kPa)	2,5 o 5
Radio de curvatura mínimo (mm)	20

Fuente: Novel.de (2019).

Experimento

La tarea fijada en el protocolo se realizó con los ojos abiertos, cada sujeto se ubicó de pie sobre las plantillas, mirando una pared blanca situada a 2 m frente a él, debía estar lo más quieto posible y en silencio durante 30 s, en posición relajada anatómica de bipedestación. Las plantillas se colocaron sobre una superficie plana, con un espacio de separación de 15 cm entre puntos medios de talón, teniendo en cuenta las indicaciones de pruebas anteriores (Luengas y Toloza, 2019). Durante la prueba, los participantes usaban su calzado diario (figura 50) y se realizó la toma de medición tres veces para garantizar la confiabilidad de los resultados.

Figura 50. Medición del CoP



Fuente: elaboración propia.

Protocolo de análisis

Se recogieron 220 520 datos para cada grupo, en total 441 040. Estos se almacenaron en archivo plano, posteriormente se etiquetaron, normalizaron y se filtraron. El filtro usado fue un pasa-bajo de 4 orden tipo Butterworth con frecuencia de corte de 10 Hz, siguiendo las sugerencias de Ihlen *et al.* (2013).

Cada posición de CoP se representa por un par de coordenadas cartesianas numéricas (X, Y) que corresponden a las direcciones anatómicas medial-lateral (ML) y antero-posterior (AP). Luego, se usaron las siguientes etiquetas para los valores de los datos medidos: APL ubicación antero-posterior lado izquierdo, MLL ubicación medial-lateral lado izquierdo, APR ubicación antero-posterior lado derecho, MLR para ubicación medial-lateral lado derecho, obteniendo así cuatro variables.

A cada una de las variables se le realizó la prueba de normalidad de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnoff de una muestra, y se encontró que se rechaza la hipótesis de normalidad ($p < 0,05$).

A partir de los datos normalizados y filtrados, se procedió a realizar el análisis tanto en tiempo como en frecuencia empleando las técnicas descritas en capítulos anteriores del presente texto. Todo el análisis lineal y parte del no lineal se desarrolló en el software Matlab®, el cual también se utilizó para el análisis estadístico de datos, el análisis no lineal empleando teoría de la información y *clustering* se realizó con el software Powerhouse™. Matlab® es una plataforma de programación y cálculo numérico utilizada para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos (Hunt *et al.*, 2006). Powerhouse™ es una herramienta de software para minería de datos basada en la teoría de la información, es compatible con todas las versiones de Windows y requiere de 4 GB de memoria RAM para su funcionamiento (Dataxplore, 2006).

Análisis lineal

Análisis en el tiempo

A continuación, se presentan los resultados obtenidos para los dos grupos de estudios, en la dirección AP y ML para ambas piernas: izquierda (contralateral - no amputada) y derecha (ipsilateral - amputada).

En la tabla 4 se presentan los parámetros lineales de la excursión, la velocidad, el rango, el valor RMS, la amplitud promedio, la amplitud máxima y mínima, obtenidos en la dirección ML para ambas piernas: izquierda (XL) y derecha (XR). Todos los parámetros presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de estudio, con un valor-*p* de 0,05.

Tabla 4. Parámetros lineales del CoP en la dirección ML

Parámetros	XL*			XR*		
	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>
Excursión (mm)	343,97 (248,67 597,69)	175,03 (71,74 261,39)	0,00006	548,80 (253,75 1115,20)	226,45 (95,90 315,04)	0,00002
Velocidad (mm/s)	0,81 (0,48 1,30)	0,16 (0,07 0,28)	< 0,00001	0,66 (0,44 0,89)	0,23 (0,10 0,42)	< 0,000001
Rango (mm)	1,33 (0,91 2,20)	0,62 (0,28 1,12)	0,00009	1,90 (0,95 3,53)	0,77 (0,39 1,22)	0,00004
RMS (mm)	0,28 (0,22 0,49)	0,14 (0,06 0,23)	0,00005	0,44 (0,20 0,94)	0,19 (0,08 0,26)	0,00002
Amp promedio (mm)	0,23 (0,17 0,40)	0,12 (0,05 0,18)	0,00006	0,37 (0,17 0,75)	0,15 (0,06 0,21)	0,00002
Amp máx (mm)	0,63 (0,45 1,08)	0,29 (0,11 0,60)	0,00015	0,78 (0,51 1,44)	0,40 (0,20 0,70)	0,00003
Amp mín (mm)	-0,60 (-1,11 - 0,46)	-0,34 (-0,47 - 0,17)	0,00008	-0,95 (-1,73 -0,40)	-0,49 (-0,65 -0,18)	0,00014

Los valores corresponden a la mediana e intervalo de confianza. *Se presentaron diferencias estadísticamente significativas (*p* < 0,05). X: dirección ML. L: pierna izquierda. R: pierna derecha. Amp: amplitud. PAT: personas con amputación transtibial.

Fuente: elaboración propia.

En la tabla 5 se presentan los parámetros obtenidos en la dirección AP para ambas piernas: izquierda (YL) y derecha (YR). Como en la dirección ML, todos los parámetros presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de estudio, con un valor-*p* de 0,05.

Tabla 5. Parámetros lineales del CoP en la dirección AP

Parámetros	YL*			YR*		
	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>
Excursión (mm)	6915,52 (4137,11 10435,05)	750,49 (458,06 1176,29)	< 0,00001	2305,42 (1217,42 4833,70)	1110,11 (600,22 1736,07)	0,00018
Velocidad (mm/s)	6,59 (4,93 8,50)	0,78 (0,40 1,31)	< 0,00001	2,08 (1,43 2,98)	1,05 (0,66 1,77)	0,00005
Rango (mm)	23,17 (16,02 29,39)	2,95 (1,88 4,69)	< 0,00001	6,91 (4,25 14,56)	4,35 (2,52 6,68)	0,00295
RMS (mm)	5,49 (3,51 7,87)	0,63 (0,39 0,99)	< 0,00001	1,86 (1,00 3,95)	0,91 (0,52 1,43)	0,00026
Amp promedio (mm)	4,64 (2,78 7,00)	0,50 (0,31 0,79)	< 0,00001	1,55 (0,82 3,24)	0,75 (0,40 1,17)	0,00018
Amp máx (mm)	11,52 (6,58 15,75)	1,45 (0,92 2,31)	< 0,00001	3,77 (1,97 6,91)	1,98 (1,07 3,33)	0,00137
Amp mín (mm)	-10,29 (-15,61 - 8,43)	-1,35 (-2,34 -0,92)	< 0,00001	-4,07 (-7,10 - 2,22)	-2,06 (-3,95 -1,37)	0,00889

Los valores corresponden a la mediana e intervalo de confianza.

*Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Y: dirección AP. L: pierna izquierda. R: pierna derecha. Amp: amplitud. PAT: personas con amputación transtibial.

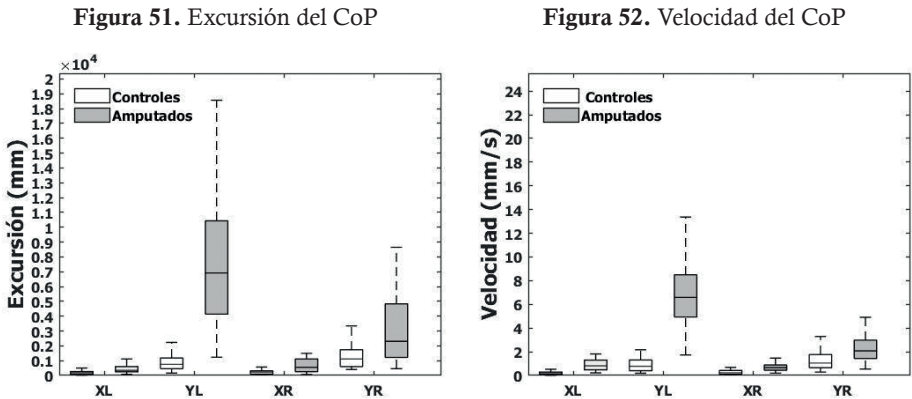
Fuente: elaboración propia.

Según los datos presentados en las tablas 4 y 5, se observa que el grupo de personas con amputación transtibial presentó los mayores valores con respecto al grupo control, lo que sugiere que las personas con amputación transtibial unilateral oscilan en mayor grado en ambas direcciones (ML y AP), en ambos miembros inferiores para poder mantener la estabilidad en posición bípeda. Las altas oscilaciones son consecuencia de la reducida respuesta efectora neuromuscular provocada por la baja integración sensorio-motora, conducentes a afectaciones en el control del balance.

En las figuras 51 a 57 se presentan los parámetros lineales mencionados anteriormente, pero de forma individual, donde se observa el comportamiento del CoP en ambas direcciones y para ambos miembros inferiores.

En la figura 51 se expone la excursión del CoP, en donde se observa que el grupo de las personas con amputación transtibial presentaron una mayor excursión con respecto a los controles —como se mostró en las tablas anteriores—, pero la mayor amplitud se obtuvo en la dirección AP, específicamente en la pierna contralateral (no amputada).

En cuanto al parámetro de la velocidad, en la figura 52 se observa que la mayor velocidad se presentó en el grupo de las personas con amputación transtibial, sobresaliendo nuevamente en la dirección AP, en la pierna contralateral (no amputada).



X: dirección ML. Y: dirección AP. L: pierna izquierda. R: pierna derecha.

Fuente: elaboración propia.

En las figuras 53 y 54, se evidencia que el parámetro del rango y del valor RMS fue mayor para el grupo de las personas con amputación transtibial con su máxima amplitud en la dirección AP y en la pierna contralateral (no amputada), al igual que en la excursión y la velocidad presentados anteriormente.

Figura 53. Rango del CoP

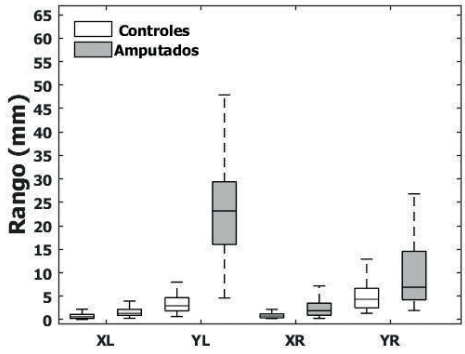
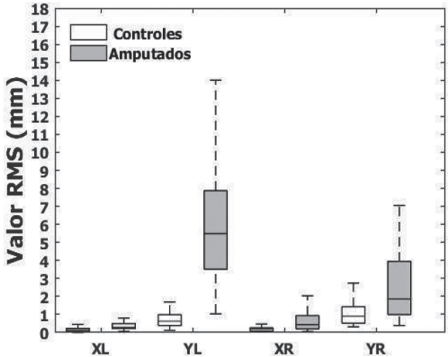


Figura 54. Valor RMS del CoP



X: dirección ML. Y: dirección AP. L: pierna izquierda. R: pierna derecha.

Fuente: elaboración propia.

En la figura 55 se presenta el desplazamiento o amplitud promedio, la amplitud máxima en la figura 56 y la amplitud mínima en la figura 57. Observando el mismo comportamiento de los demás parámetros, se obtuvo el mayor valor en la dirección AP, pierna izquierda en el grupo de las personas con amputación transtibial.

Figura 55. Amplitud promedio del CoP

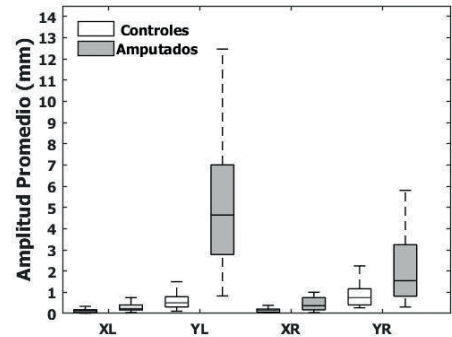


Figura 56. Amplitud máxima del CoP

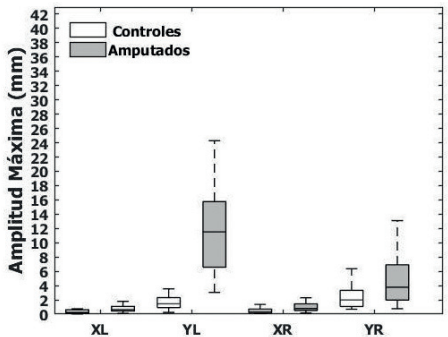
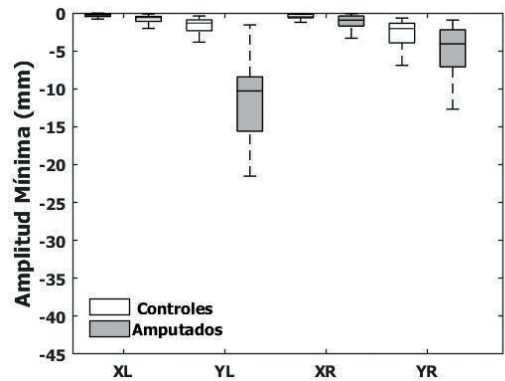


Figura 57. Amplitud mínima del CoP



X: dirección ML. Y: dirección AP. L: pierna izquierda. R: pierna derecha.

Fuente: elaboración propia.

Con estos resultados, nuevamente es evidente que los participantes del grupo de personas con amputación transtibial presentan un mayor balanceo del cuerpo para lograr mantener su estabilidad en posición erguida durante 30 s, teniendo un compromiso mayor la pierna contralateral (izquierda). Por tanto, a la luz de los resultados lineales en el dominio del tiempo, se puede sugerir que el sistema de control postural utiliza el miembro no amputado como el principal actor para mantener la postura y evitar una posible caída.

Igualmente, se calculó el área de la elipse que es considerada como una medida de rendimiento de la postura y contiene el 95 % del movimiento del CoP. Para obtenerla, se calcularon los valores propios de la matriz de covarianza entre las dos direcciones: AP y ML.

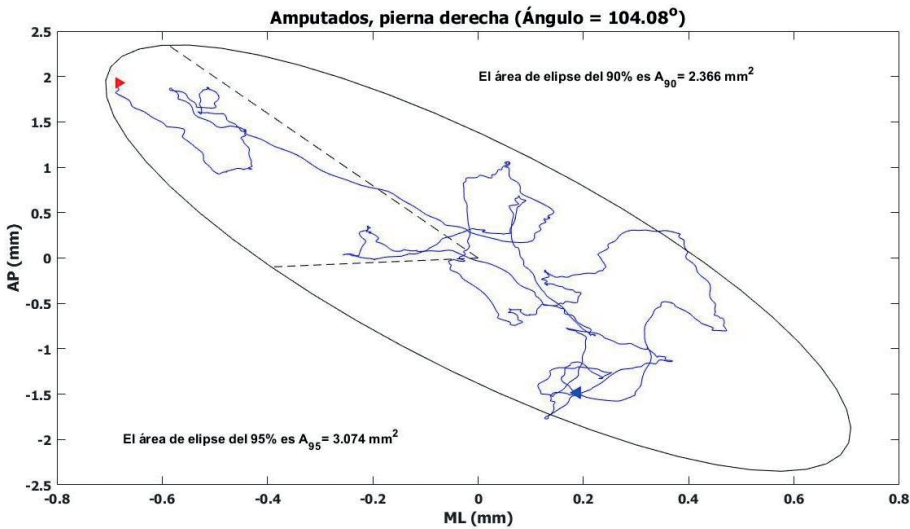
En la figura 58 a la 61 se presenta la elipse encontrada para los dos grupos de estudio en ambas direcciones. De estas gráficas, los dos parámetros más importantes asociados son el área y la inclinación del eje principal con respecto a la dirección ML o AP, siendo la AP que nos muestra la tendencia direccional del balance.

En cada una de las figuras ya mencionadas, el grupo de personas con amputación transtibial, independientemente del miembro inferior, presentó una mayor área de la elipse ya sea al 90 % o 95 %, producto del mayor balanceo que el cuerpo realiza para mantener su equilibrio, valor que está acorde con lo encontrado en el parámetro de la excursión.

En cuanto al ángulo que presentaron para la pierna izquierda (contralateral), el grupo de personas con amputación transtibial mostró un menor ángulo, lo que puede indicar la rigidez que el cuerpo debe hacer para mantener el control postural, pues la oscilación es mayor en ese miembro, producto de la estrategia de tobillo. De forma contraria, se observó en la pierna derecha (ipsilateral), que el grupo de personas con amputación transtibial mostró un mayor ángulo con respecto al otro grupo, producto del mayor recorrido que se obtuvo en la dirección ML.

Al comparar ambos grupos para la pierna derecha (figuras 58 y 60), se observa que las personas con amputación transtibial mostraron un mayor desplazamiento en ambas direcciones AP y ML, que igualmente se ve reflejado en el mayor ángulo y área. Incluso, si se observan las “flechas” que tienen las figuras, la azul corresponde al inicio del recorrido y la roja el final de este. Para las personas con amputación transtibial (figura 58), se observa una distancia amplia entre ellas producto de la mayor oscilación corporal en el lado amputado, situación que no se presenta en las demás figuras.

Figura 58. Elipse para el grupo de personas con amputación transtibial, pierna derecha

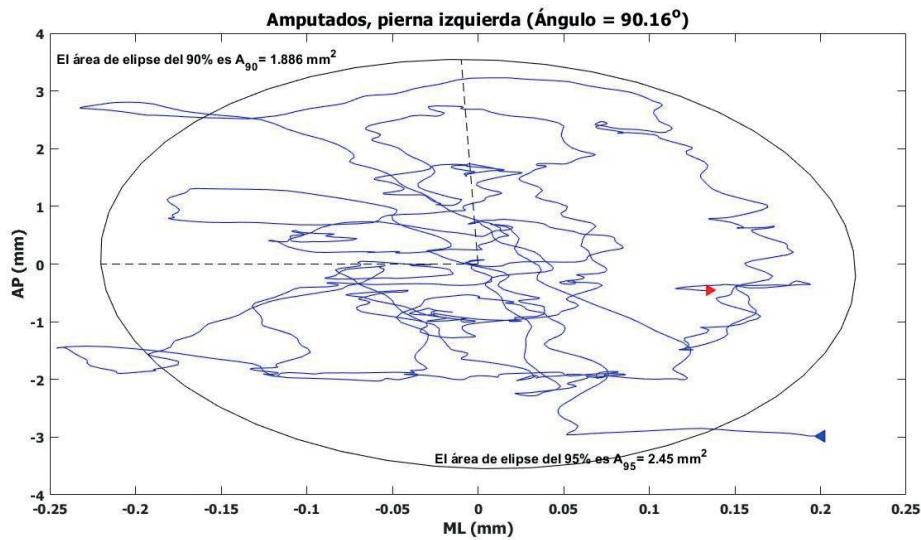


Fuente: elaboración propia.

Al realizar la comparación para la pierna izquierda, contralateral (figuras 59 y 61), el grupo de personas con amputación transtibial presentó una mayor

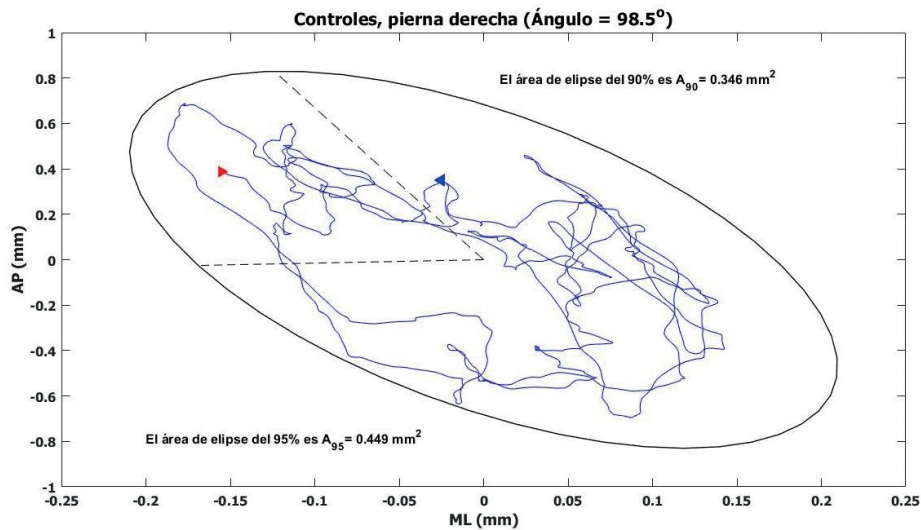
oscilación en el eje AP, pero los datos estuvieron más concentrados hacia el centro de la elipse, y se corrobora con el dato obtenido del valor del ángulo.

Figura 59. Elipse para el grupo de personas con amputación transtibial, pierna izquierda



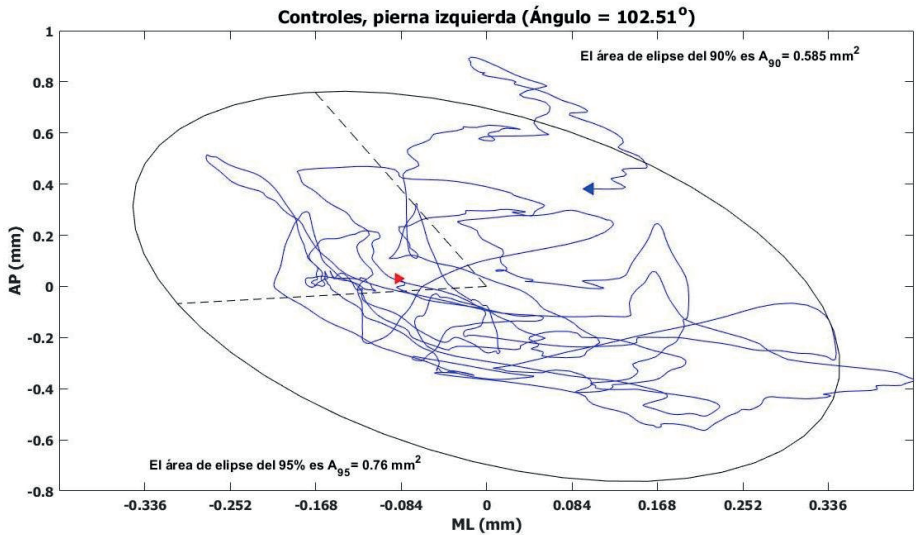
Fuente: elaboración propia.

Figura 60. Elipse para el grupo control, pierna derecha



Fuente: elaboración propia.

Figura 61. Elipse para el grupo control, pierna izquierda



Fuente: elaboración propia.

Discusión de los resultados del análisis lineal en el tiempo

Durante los últimos 20 años, el CoP ha sido utilizado como un índice para evaluar la estabilidad postural estática en posición bípeda, el cual puede ser obtenido por medio de una plataforma de fuerza o plantillas instrumentadas. En cuanto a su definición teórica, el CoP es el punto en donde se concentra la presión del cuerpo referenciada en la planta de los pies; por tanto, se puede indicar que el CoP es una medida que registra la actividad del sistema motor por medio del control postural para mantener el equilibrio en diferentes terrenos o actividades diarias.

Ese “balanceo” que se genera para mantener el equilibrio se debe a diversos factores, como por ejemplo, las entradas propioceptivas, la información visual, el terreno en donde se pisa, entre otros, hasta se incluye el ruido inherente producido por el sistema neuromotor resultado de las respuestas que debe generar de forma anticipada para el mantenimiento de la postura (Baratto *et al.*, 2002).

Asimismo, ese “balanceo” se puede ver alterado por diversos factores que afectan el sistema que controla el mantenimiento del equilibrio, como por

ejemplo, el proceso de envejecimiento, los trastornos neurológicos y las alteraciones músculo-esqueléticas (Madeleine *et al.*, 2004; Ruhe *et al.*, 2011). Alteración que presentan los participantes de la presente investigación, quienes cuentan con disminución de la fuerza, así como la eliminación de la información somatosensorial de la extremidad protésica, haciendo que se altere la mecánica de la extremidad inferior (Howcroft *et al.*, 2016).

Para las personas con amputación transtibial unilateral, mantener su estabilidad postural, ya sea en estática o en dinámica (Svoboda *et al.*, 2012), es de vital importancia porque se exponen a un mayor riesgo de presentar una caída en comparación con sujetos sin amputación (Miller *et al.*, 2001). Cerca del 75% de esta población indicó haber presentado al menos una caída, lo que está asociada a factores intrínsecos (edad, enfermedades, medicamentos), factores ambientales y los factores asociados a la prótesis que comprenden la alineación y el ajuste (Miller *et al.*, 2001).

La pérdida de esa parte del miembro inferior hace que las señales aferentes provenientes de los propio-receptores se reduzcan, impactando de forma directa en el deterioro del equilibrio (Viton *et al.*, 2000) y en la limitación de la funcionalidad de los músculos involucrados (Schmalz *et al.*, 2001). Por eso, la persona debe generar y adaptarse a nuevos patrones de movimientos, involucrando la nueva estructura (prótesis), lo que aumenta el consumo de energía (Svoboda *et al.*, 2012) para mantener la marcha y la estabilidad.

La literatura indica, que las personas con amputación transtibial presentan oscilaciones posturales más amplias o extensas en posición bípeda, lo que les permite tener un mayor control postural (Bonnet, 2012), situación que se reflejó en nuestros resultados, pues todos los parámetros lineales calculados presentaron un mayor valor con respecto al grupo control. Ese mayor balanceo del cuerpo se debe a la desigualdad en la distribución de la carga en los miembros inferiores que se concentra, en mayor medida, en la extremidad no amputada, generando así un incremento en la oscilación postural (Ku *et al.*, 2014).

Igualmente, se ha evidenciado que se presenta una mayor oscilación en la dirección AP con respecto a la ML (Ku *et al.*, 2014), como se observó en nuestros datos. Lo anterior puede ser producto del ajuste que debe realizar

el sistema del control postural para mantener la estabilidad, incrementando la contribución de la estrategia de tobillo y fuerza muscular. Conclusión a la que también llegaron Curtze *et al.* (2012), quienes indicaron que el mayor balanceo en la dirección AP se controla con la estrategia de tobillo, mientras que la estrategia de cadera contribuye en una menor medida.

Vrieling *et al.* (2008), en su investigación indicaron que las estrategias de ajuste que utilizaron las personas con amputación se generaron en el miembro no amputado, razón por la cual los parámetros calculados del CoP se encuentran incrementados en el miembro sano. Aunque una buena fuerza muscular y un eficiente control en el tobillo, por parte de este miembro, pueden de alguna forma compensar la falta de estrategia del tobillo en la prótesis (Neptune y McGowan, 2011).

Por último, la información obtenida del área de la elipse, indica la cantidad de movimiento del CoP y la alineación de sus direcciones; es decir, la orientación, que finalmente viene siendo una medida de la dirección de movimiento predominante. En donde se observó, una vez más, que para el grupo de personas con amputación transtibial se presentó una mayor oscilación que se evidenció con el ángulo obtenido, así como su área, lo que indica que su postura corporal se vaya más hacia la dirección AP para mantener el equilibrio en posición bípeda.

Lo anterior indica que nuestros resultados son coherentes con lo reportado en la literatura; se encontraron las mayores diferencias en los parámetros del desplazamiento o amplitud promedio, la excursión y la velocidad del CoP. Por tanto, estos parámetros deben tenerse en cuenta en el momento en que se realiza la alineación y ajuste de la prótesis, pues mantener estos parámetros en unos límites ideales permite una buena adaptabilidad al miembro protésico, un buen mantenimiento del equilibrio y desarrollo de las actividades cotidianas y así reducir de forma significativa la probabilidad de sufrir una caída.

Frecuencia

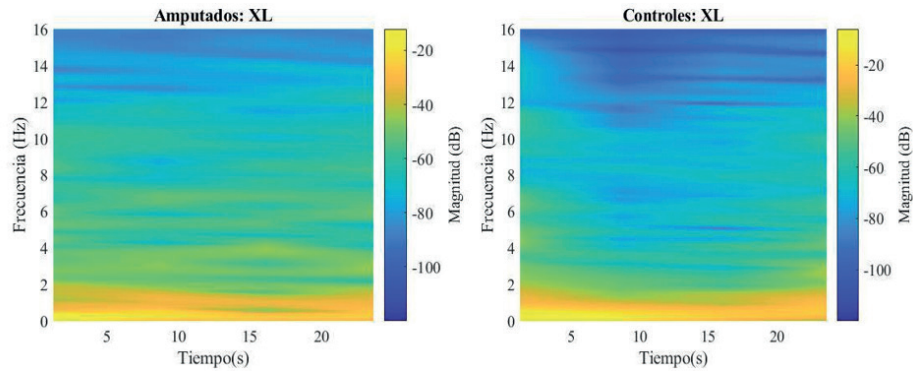
Transformada de Fourier a corto plazo (STFT)

El cálculo de la STFT se hizo para cada una de las direcciones (AP y ML), para cada pierna (contralateral-lado no amputado e ipsilateral-lado

amputado) de los dos grupos de estudio con una ventana Hann. Para su registro gráfico se utilizó el espectrograma, que corresponde a un gráfico de superficie tridimensional, en donde el eje de las abscisas es el tiempo (sucesiones consecutivas de TF), la frecuencia en hercios se encuentra en el eje de ordenadas y los colores representan la energía expresada en dB. Para este caso, los niveles más claros que corresponde al amarillo indican la frecuencia con una mayor concentración de potencia y, en caso contrario, el color azul indica una muy baja potencia.

En la figura 62 se encuentran los espectrogramas en la dirección ML de la pierna izquierda (XL) para las personas con amputación transtibial y los controles, en donde se observa que, durante toda la muestra de 30 s, la potencia más fuerte estuvo presente en frecuencias bajas aproximadamente hasta 2 Hz para ambos grupos de estudio; pero se observa una leve presencia de potencia hasta los 10 Hz en el grupo de personas con amputación transtibial.

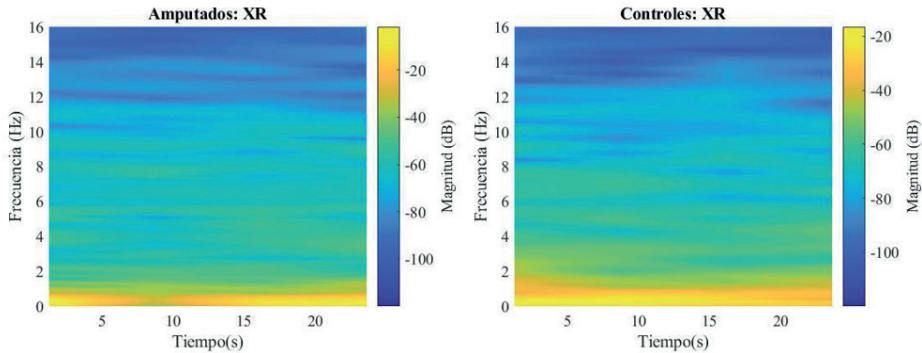
Figura 62. Espectrograma dirección ML, pierna izquierda



Fuente: elaboración propia.

La figura 63 corresponde al espectrograma en la dirección ML de la pierna derecha (XR) para ambos grupos de estudio, en donde hay predominio de baja frecuencia, hasta los 2 Hz, pero los controles presentaron un componente no muy fuerte hasta los 8 Hz para los controles.

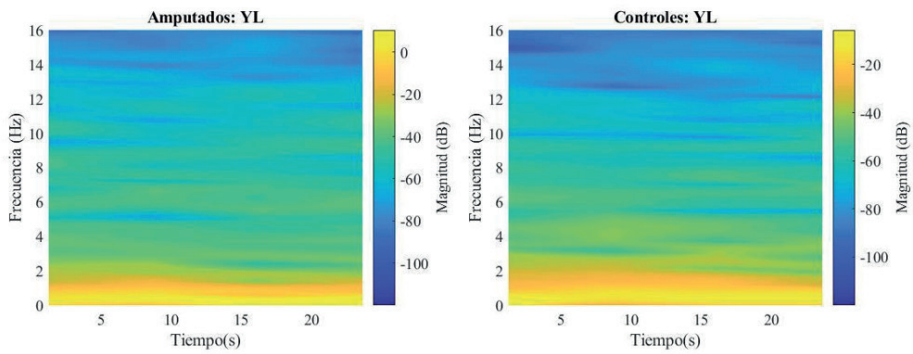
Figura 63. Espectrograma dirección ML, pierna derecha



Fuente: elaboración propia.

La figura 64 corresponde al espectrograma en la dirección AP de la pierna izquierda (YL) para ambos grupos de estudio, en donde igualmente se observa la predominancia de una baja frecuencia, hasta 3 Hz, con una presencia de potencia fuerte hasta los 10 Hz en ambos grupos, siendo más marcada para los controles.

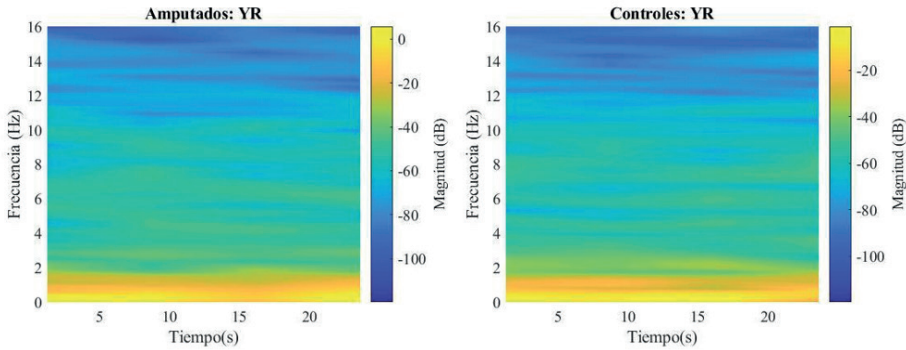
Figura 64. Espectrograma dirección AP, pierna izquierda



Fuente: elaboración propia.

La figura 65 corresponde al espectrograma en la dirección AP de la pierna derecha (YR) para ambos grupos de estudio, en donde igualmente se observa la predominancia de una baja frecuencia, hasta 2 Hz, con una presencia de potencia fuerte hasta los 10 Hz en ambos grupos.

Figura 65. Espectrograma dirección AP, pierna derecha



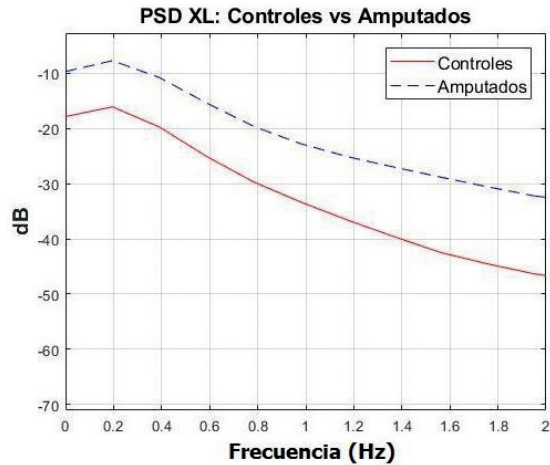
Fuente: elaboración propia.

Densidad espectral de potencia (PSD)

El cálculo de la PSD se realizó para cada una de las direcciones (AP y ML) para cada pierna (contralateral-lado no amputado e ipsilateral-lado amputado) de los dos grupos de estudio, con un solapamiento del 25 %.

En las figuras 66 a 69, se presenta la PSD en donde se observa un predominio de la potencia a frecuencias menores; para este caso menor a 1 Hz para ambas direcciones y para ambas piernas. En la figura 66, que corresponde a la dirección ML para la pierna izquierda (XL), se observa que la mayor potencia la presenta el grupo de las personas con amputación transtibial, específicamente en la frecuencia de 0,2 Hz.

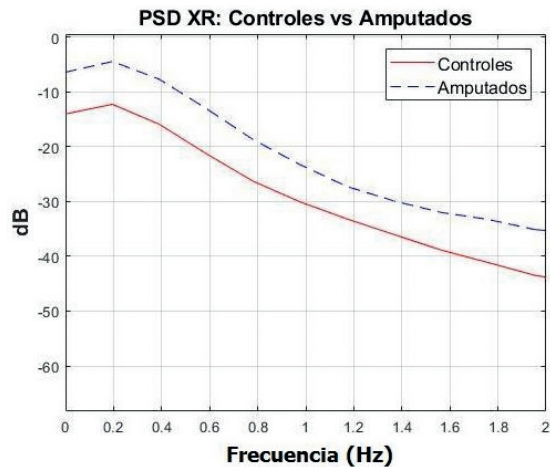
Figura 66. PSD dirección ML, pierna izquierda



Fuente: elaboración propia.

En la figura 67, que corresponde a la dirección ML para la pierna derecha (XR), se observa que la mayor potencia la presenta el grupo de las personas con amputación transtibial, específicamente en la frecuencia de 0,2 Hz.

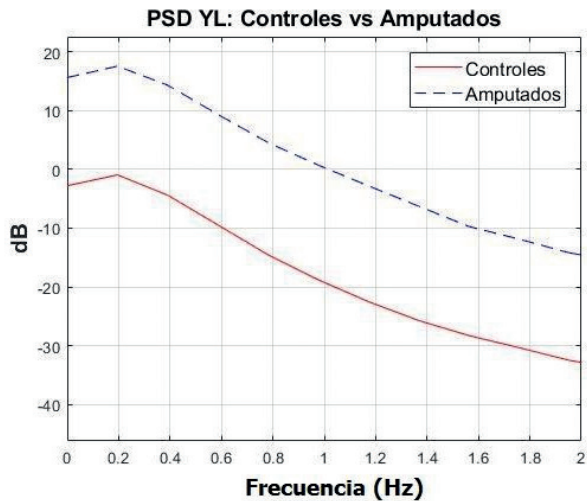
Figura 67. PSD dirección ML, pierna derecha



Fuente: elaboración propia.

En la figura 68, que corresponde a la dirección AP para la pierna izquierda (YL), se observa que la mayor potencia la presenta el grupo de las personas con amputación transtibial, específicamente en la frecuencia de 0,2 Hz.

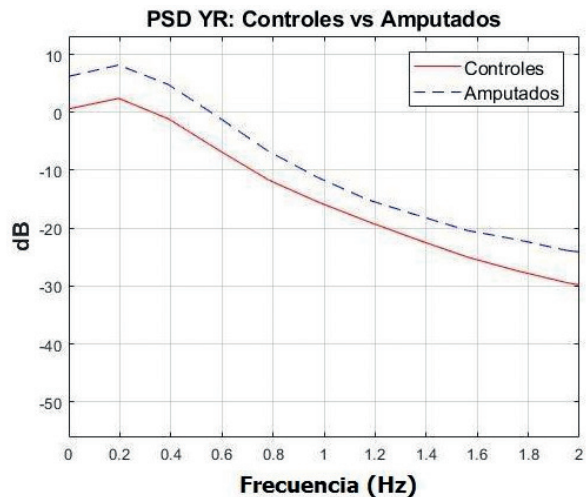
Figura 68. PSD dirección AP, pierna izquierda



Fuente: elaboración propia.

En la figura 69, que corresponde a la dirección AP para la pierna derecha (YR), se observa que la mayor potencia la presenta el grupo de las personas con amputación transtibial, específicamente en la frecuencia de 0,2 Hz.

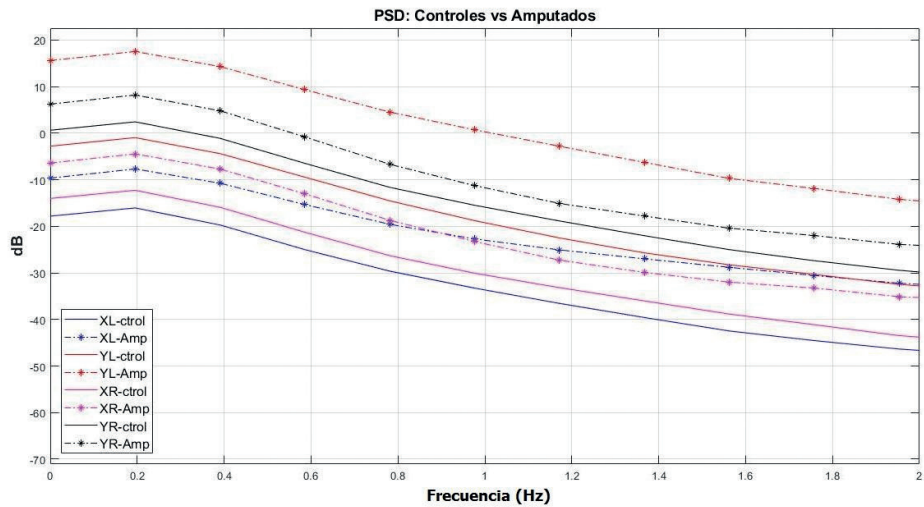
Figura 69. PSD dirección AP, pierna derecha



Fuente: elaboración propia.

Para tener una mejor perspectiva sobre las PSD obtenidas, en la figura 70 se presentan todos los resultados, en donde se observa que el principal componente frecuencial se encuentra en 0,2 Hz y las dos mayores potencias se presentaron en la dirección AP en el grupo de personas con amputación en la pierna izquierda (YL-Amp) y en la pierna derecha (YR-Amp).

Figura 70. PSD en la dirección AP y ML para ambas piernas y grupos



Amp: personas con amputación. ctrl: personas sin amputación.

Fuente: elaboración propia.

Relación de potencia de frecuencia entre bandas: frecuencia baja (0-0,3 Hz), media (0,3-1 Hz) y alta (1-5 Hz)

Como en las secciones anteriores, se hizo la relación de potencia de frecuencia en las tres bandas: baja, media y alta, para ambas direcciones AP y ML y para ambas piernas de forma separada.

En la tabla 6 y en la figura 71 se observan los resultados obtenidos para cada una de las tres bandas de frecuencia con su respectivo valor-*p* entre los dos grupos de estudio: personas con amputación y controles, con diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos en las tres bandas de frecuencia.

Tabla 6. Relación de potencia de frecuencia en las tres bandas

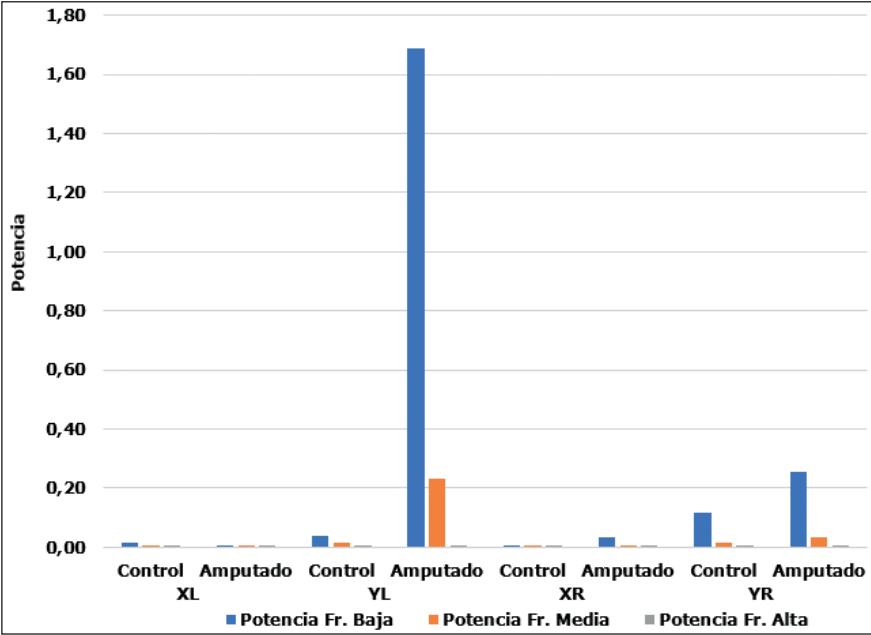
Dirección y pierna	Grupo	Potencia Fr. baja*	Potencia Fr. media*	Potencia Fr. alta*
XL	Control	0,01379	0,00372	0,00037
	Amputado	0,00288	0,00197	0,00016
	Valor- <i>p</i>	0,00029	0,00003	< 0,00001
YL	Control	0,03754	0,01707	0,00101
	Amputado	1,68623	0,23116	0,00775
	Valor- <i>p</i>	< 0,00001	< 0,00001	< 0,00001
XR	Control	0,00556	0,00057	0,00002
	Amputado	0,03280	0,00096	0,00006
	Valor- <i>p</i>	0,00001	< 0,00001	< 0,00001
YR	Control	0,11624	0,01697	0,00055
	Amputado	0,25576	0,03163	0,00102
	Valor- <i>p</i>	0,00063	0,00105	0,00118

* Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Fr: frecuencia.

Fuente: elaboración propia.

En la figura 71 se observa que la frecuencia baja que corresponde a 0-0,3 Hz, es la que tiene más predominancia en todas las direcciones y en ambas piernas, con la mayor potencia con un valor de 1,69 en el grupo de personas con amputación en la dirección AP, pierna izquierda (YL). Igualmente, se puede ver que, en esta misma medición, se cuenta con una potencia de 0,23 en la frecuencia media (0,3-1 Hz) que sobresale con respecto a los demás.

Figura 71. Bandas de frecuencia entre los grupos de estudio



Fuente: elaboración propia.

Asimismo, se puede indicar que la potencia en todas las bandas de frecuencia en la dirección ML es muy baja, como se observa en las barras de XL (dirección ML, pierna izquierda) y XR (dirección ML, pierna derecha) (figura 71); y, por consiguiente, la mayor potencia se encontró en la dirección AP (YL y YR), siendo más pronunciada en YL (dirección AP, pierna izquierda-contralateral o no amputada).

Frecuencia de potencia media (MPF) y mediana (MDF)

En la tabla 7 se presentan los valores obtenidos de la frecuencia media y mediana con el respectivo valor-*p* obtenido. Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la dirección ML, pierna izquierda (XL) en ambas frecuencias (media y mediana) y en la dirección AP, pierna izquierda (YL) para la frecuencia media, las cuales se encuentran indicadas con un asterisco (*) en la tabla 7.

Tabla 7. Frecuencia media y mediana entre los grupos de estudio

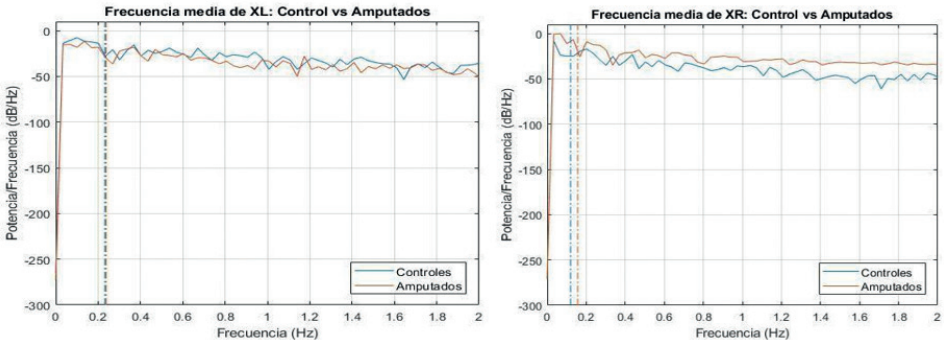
Dirección y pierna	Grupo	Frecuencia Media (Hz)	Frecuencia Mediana (Hz)
XL	Control	0,23161*	0,11801*
	Amputado	0,23807*	0,13867*
	Valor- <i>p</i>	0,000003	0,000141
YL	Control	0,11961*	0,04079
	Amputado	0,15650*	0,06435
	Valor- <i>p</i>	0,035022	0,238646
XR	Control	0,19621	0,11744
	Amputado	0,16058	0,09149
	Valor- <i>p</i>	0,061435	0,059950
YR0	Control	0,17477	0,13415
	Amputado	0,19569	0,06578
	Valor- <i>p</i>	0,066078	0,150468

*Se presentaron diferencias estadísticamente significativas (*p* < 0,05).

Fuente: elaboración propia.

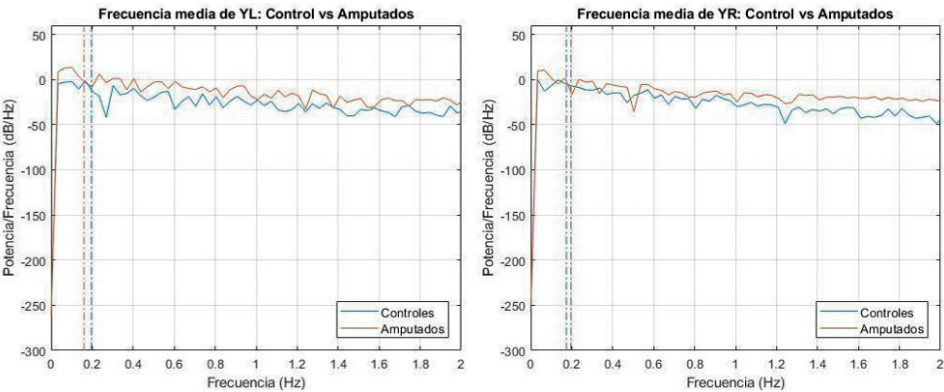
Para una mejor comprensión de la tabla anteriormente descrita, en las figuras 72 y 73 se presenta de forma gráfica la frecuencia media obtenida en ambas direcciones, en donde se observa que la frecuencia a la que se alcanza la potencia media se encuentra alrededor de los 0,2 Hz para ambos grupos.

Figura 72. Frecuencia media en la dirección ML



Fuente: elaboración propia.

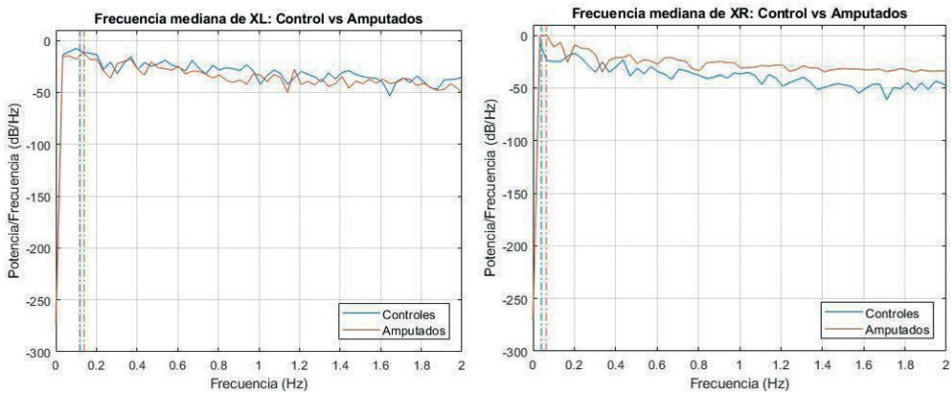
Figura 73. Frecuencia media en la dirección AP



Fuente: elaboración propia.

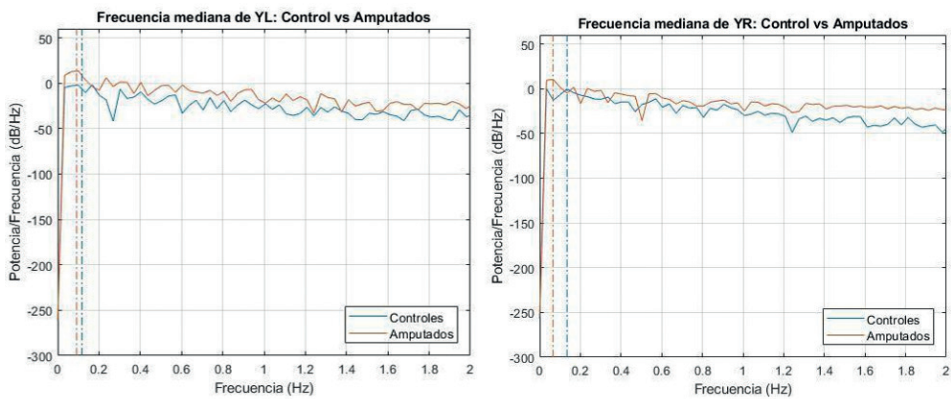
En las figuras 74 y 75 se presenta de forma gráfica la frecuencia mediana obtenida en ambas direcciones, en donde se observa que el valor de frecuencia que separa el espectro de potencia en dos áreas de igual energía, se encuentra por debajo de los 0,2 Hz para ambos grupos; específicamente, con el valor mayor alrededor de 0,13 para XL del grupo de las personas con amputación transtibial y YR para el grupo de los controles.

Figura 74. Frecuencia mediana en la dirección ML



Fuente: elaboración propia.

Figura 75. Frecuencia mediana en la dirección AP



Fuente: elaboración propia.

Ancho de banda ocupado del 99 %

El cálculo de este parámetro corresponde al ancho de banda que contiene el 99% de la potencia total, el cual se encuentra descrito en la tabla 8, con diferencias estadísticamente significativas en la dirección ML, pierna izquierda (XL) y pierna derecha (XR), y la dirección AP solo en la pierna derecha (YR).

Tabla 8. Ancho de banda del 99 % y 3 dB

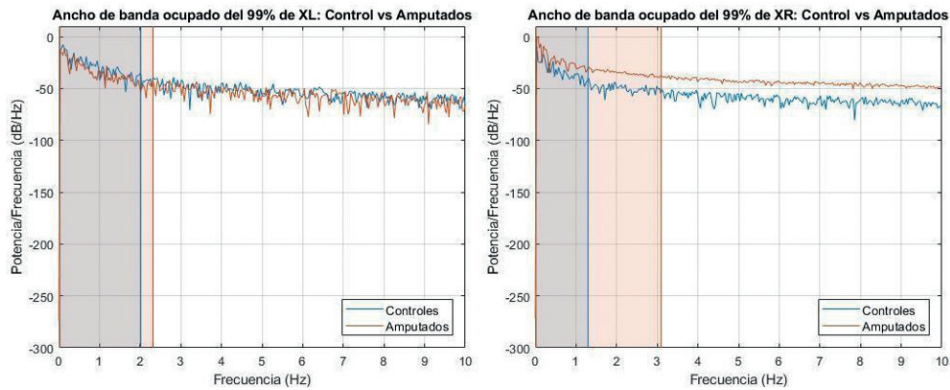
Dirección y pierna	Grupo	Ancho de banda 99 %	Ancho de banda 3 dB
XL	Control	1,99390*	0,06384
	Amputado	2,29786*	0,02943
	Valor- <i>p</i>	0,000001*	0,705070
YL	Control	1,27800	0,00679
	Amputado	3,07984	0,04305
	Valor- <i>p</i>	0,130149	0,169761
XR	Control	1,44329*	0,02014
	Amputado	1,27983*	0,06518
	Valor- <i>p</i>	0,013294*	0,697123
YR	Control	1,04213*	0,00825
	Amputado	4,19824*	0,04553
	Valor- <i>p</i>	0,001782*	0,187183

*Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Fuente: elaboración propia.

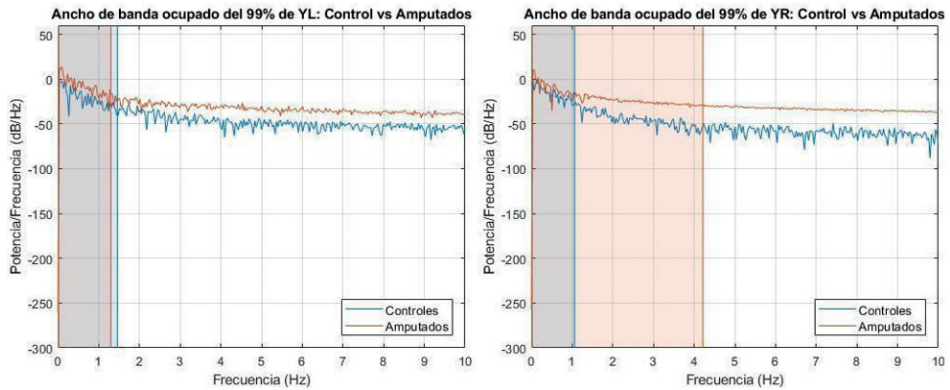
En las figuras 76 y 77 se indica gráficamente hasta dónde se encuentra el ancho de banda ocupado del 99 % para ambas direcciones (ML y AP) y para ambas piernas (izquierda y derecha). Se observa que para la pierna derecha (XR y YR) el ancho de banda del 99 % superó los 3 Hz para el grupo de las personas con amputación transtibial, y el grupo control se mantuvo por debajo de los 2 Hz independientemente de la dirección.

Figura 76. Ancho de banda del 99% en la dirección ML



Fuente: elaboración propia.

Figura 77. Ancho de banda del 99% en la dirección AP



Fuente: elaboración propia.

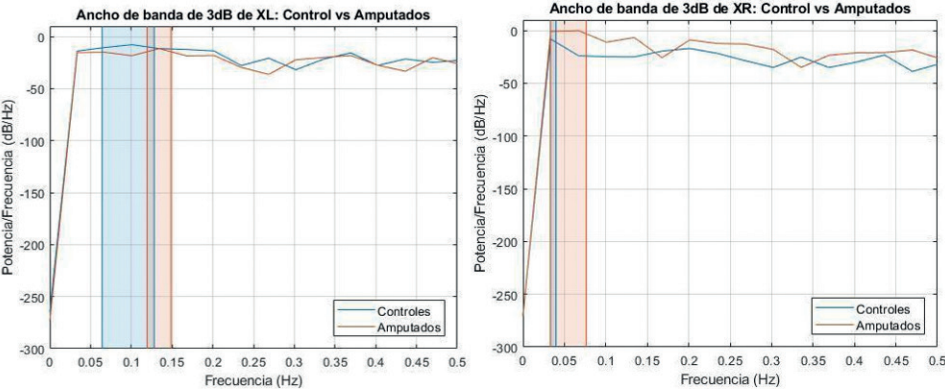
Ancho de banda de 3 dB

Como se indicó en el capítulo 2, este ancho de banda también llamado “ancho de banda de media potencia”, es el punto en el que la salida de energía se ha reducido a la mitad de su valor pico. Y los cálculos obtenidos se encuentran registrados en la tabla 8, en donde no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio.

En las figuras 78 y 79 se presenta el ancho de banda de 3 dB obtenido, y se observa de igual manera que la frecuencia se encuentra por debajo de los

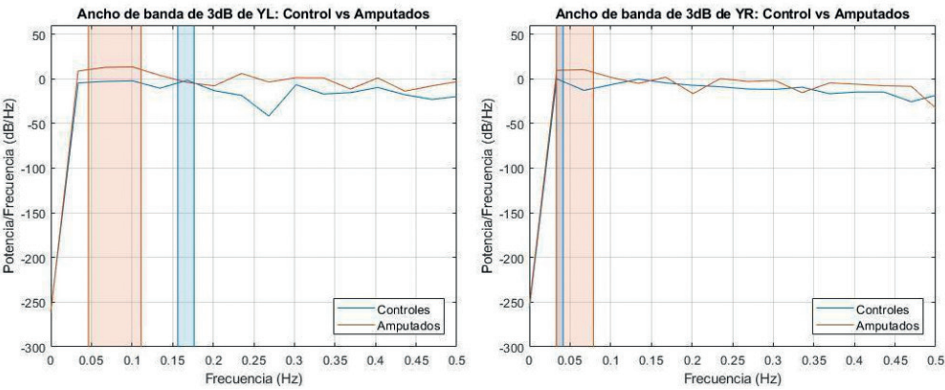
0,18 Hz obtenida en la dirección AP, pierna izquierda. Asimismo, se indica que la mayor potencia se observó en la pierna izquierda con respecto a la derecha.

Figura 78. Ancho de banda de 3 dB en la dirección ML



Fuente: elaboración propia.

Figura 79. Ancho de banda de 3 dB en la dirección AP



Fuente: elaboración propia.

Relación de potencia espectral (SPR)

Este nuevo término introducido por Nagymáté (2019), caracteriza la tasa de distribución de potencia de las frecuencias de balanceo postural en las direcciones AP y ML. Para ello, se calcula la potencia media en la señal de entrada de cada una de las direcciones y posteriormente se calcula la $SPR = AP/ML$, para cada una de las piernas, como se indica en la tabla 9.

Tabla 9. Relación de la potencia espectral (SPR)

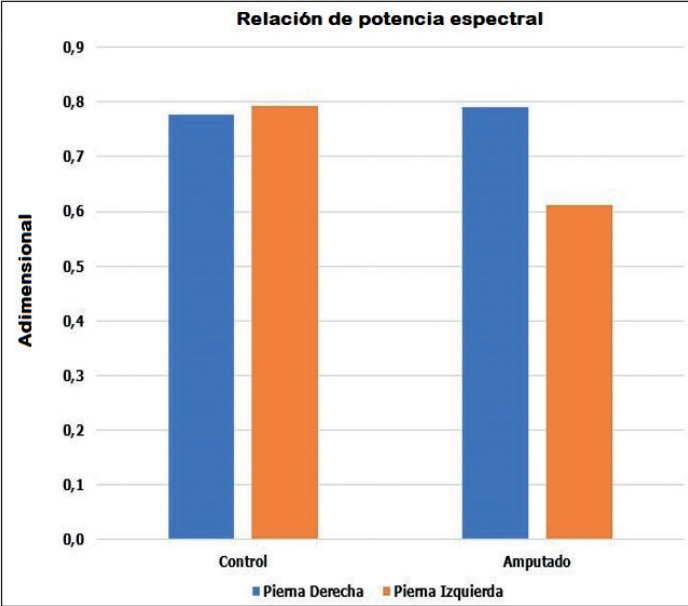
SPR	Control	Amputado	Valor- <i>p</i> control vs. amputado
Pierna derecha (PD)	0,77688	0,79095*	0,9053396
Pierna izquierda (PI)	0,79284*	0,61117*	0,0000001
Valor- <i>p</i> PD vs. PI	0,3871130	< 0,0000001	

*Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Fuente: elaboración propia.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo de personas con amputación en la pierna izquierda que corresponde al lado contralateral (no amputado). También se encontraron diferencias entre ambas piernas (izquierda y derecha) en el grupo de personas con amputación, resultados que eran de esperarse, tal como se observa en la figura 80.

Figura 80. Relación de la potencia espectral (SPR)



Fuente: elaboración propia.

Lo anterior indica que la potencia de frecuencia en la dirección AP es más fuerte con respecto a la dirección ML con una significancia en la pierna izquierda (contralateral - no amputada) y que esa misma relación de potencia de la frecuencia en la pierna derecha es igual para los controles y el grupo de personas con amputación.

Discusión de los resultados del análisis lineal en la frecuencia

El análisis de la frecuencia permite evaluar e identificar las alteraciones presentes en el mantenimiento de la estabilidad postural estática, como lo sugirieron Laufer *et al.* (2006), quienes indicaron que la medida de la frecuencia permite reflejar los efectos del envejecimiento o realización de algunas tareas en específico. Y de igual forma, para esta investigación se pretende identificar esas diferencias entre un grupo de personas con amputación transtibial unilaterales con respecto a un grupo control sano, con el fin de evaluar el comportamiento del CoP para mantener el equilibrio con el uso de una prótesis debidamente alineada, e identificar las diferentes bandas de frecuencia en donde se encuentra ese control postural.

De forma general y en concordancia con los resultados obtenidos en el análisis frecuencial, se puede indicar que el control postural evaluado por medio del CoP, se encuentra en una frecuencia inferior de 2 Hz para ambos grupos de estudio con una fuerte potencia alrededor de la frecuencia de 0,2 Hz, la cual fue mayor para el grupo de las personas con amputación. Situación que también ha sido identificada por Carpenter *et al.* (2001) y Maurer y Peterka (2005), quienes indicaron que, en la condición de bipedestación estática, la oscilación postural es de baja frecuencia. Igualmente, Bernard-Demanze *et al.* (2010) indicaron que, en sujetos jóvenes sanos, no encontraron potencias en frecuencias mayores a 1,5 Hz.

Aunque la STFT señaló que pueden existir componentes hasta los 10 Hz, como también lo propusieron Duarte y Freitas (2010), quienes indicaron que, para la postura estática bípeda, la serie de tiempo del CoP cuenta con componentes frecuenciales principales por debajo de 10 Hz.

Igualmente, se observó a través del parámetro del ancho de banda del 99% que la potencia espectral se encuentra por debajo de los 4,2 Hz para el grupo de las personas con amputación en la dirección AP, pierna derecha y

hasta los 2,3 Hz en la dirección ML, pierna izquierda. En la investigación realizada por Kirchner (2013), este indicó que para sujetos jóvenes sanos el 99 % de la potencia espectral se encontró por debajo de los 3 Hz.

Incluso, algunas investigaciones proponen que la duración del registro CoP es importante; por ejemplo, en la investigación de Vieira *et al.* (2009), identificaron una disminución de la frecuencia, cuando se incrementó la duración del tamaño de la serie del tiempo de 30 a 60 s, hasta 300 s. Lo que también indicó Carpenter *et al.* (2001), que con mediciones de un tiempo mayor se pueden tener más componentes de baja frecuencia. Lo anterior puede sugerir que se puede lograr una mejor resolución de la banda de frecuencia baja con series de tiempo mayores; esto propone que con muestras cortas no se permite registrar oscilaciones posturales lentas, por tanto, se puede tener una sub o sobreestimación del valor de frecuencia real (Van der Kooij *et al.*, 2011).

En cuanto a la diferenciación de los grupos, las personas con amputación presentaron estadísticamente una mayor potencia en la dirección AP, tanto en la pierna izquierda (contralateral) como en la derecha (ipsilateral). Resultados que son consistentes con los datos obtenidos en el capítulo del “Análisis lineal en el tiempo”. Lo anterior, puede indicar que las personas con amputación son más estables en la dirección ML que en la dirección AP; también puede deberse a que utilizan más la estrategia de cadera para mantener su estabilidad postural durante la posición bípeda, debido a la pérdida de la información somatosensorial del miembro amputado. Igualmente, la reducción en la potencia en la dirección ML con respecto a la AP, puede ser producto de las estructuras anatómicas del segmento amputado que incluye el tobillo, haciendo que la compensación del peso se produzca en la cadera (Luengas y Toloza, 2020b). Incluso, las personas con amputación transtibial unilateral para mantener su estabilidad postural estática utilizan, en gran medida, la parte posterior del muslo y los músculos del glúteo (Luengas y Toloza, 2019).

Incluso, las investigaciones de Arifin *et al.* (2014a, 2014b) y Nederhand *et al.* (2012), sugieren una asociación positiva entre el incremento de la rigidez del pie protésico y el aumento en los parámetros para evaluar el control

postural, especialmente en la dirección AP, ya sea en posición estática o en la realización de tareas cotidianas y en el control dinámico del equilibrio.

Igualmente, se observó que, para el grupo de personas con amputación, la mayor potencia se encontró de forma significativa en la banda de frecuencia baja (0-0,3 Hz), seguida en una menor proporción en la banda media (0,3-1 Hz), lo que nos puede indicar que el control postural de los participantes del estudio está utilizando, en gran medida, el sistema visual y los reflejos vestibulares para mantener la posición erguida estática, con respecto al grupo control sano (Ferdjallah *et al.*, 1997; Maurer y Peterka, 2005).

Si comparamos los resultados obtenidos en el “análisis lineal en el tiempo”, se puede indicar que se encuentra en concordancia con los obtenidos en el frecuencial, pues las mayores potencias se encontraron en la dirección AP, específicamente en la pierna izquierda (contralateral-no amputada).

Aunque en todos los parámetros no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ambas direcciones y ambas piernas, como es el caso de la frecuencia media (solo se encontraron diferencias en la pierna izquierda, ambas direcciones), frecuencia mediana (solo se encontraron diferencias en la dirección ML, pierna izquierda), ancho de banda del 99 % (no se encontraron diferencias en la dirección AP, pierna izquierda) y de 3 dB (no se encontraron diferencias). Se puede indicar que la frecuencia para los participantes del grupo de personas con amputación transtibial unilaterales se encuentra por debajo de los 2 Hz pero puede llegar hasta los 4,2 Hz, con su principal potencia alrededor de los 0,2 Hz. Se sugiere que en futuros estudios no se utilicen los parámetros anteriormente mencionados para caracterizar a los participantes del presente estudio.

En cuanto a la inclusión del nuevo parámetro que corresponde a la relación de la potencia espectral, SPR, se observa que la potencia de frecuencia en la dirección AP es más fuerte con respecto a la dirección ML con una significancia en la pierna izquierda (contralateral-no amputada) y que esa misma relación de potencia de la frecuencia en la pierna derecha es igual para los controles y las personas con amputación.

Con todo lo anterior, se puede indicar que el análisis de frecuencia permitió identificar varios cambios significativos en comparación con el grupo

control, lo que lo hace un método sensible para evaluar la estabilidad postural estática; por tanto, se sugiere que es importante la utilización de parámetros frecuenciales para establecer diferencias entre grupos de estudio.

Análisis no lineal

Entropía

En esta oportunidad, se utiliza la entropía como parámetro que permite determinar la irregularidad de una serie de tiempo, y para el caso del CoP, permite cuantificar el control postural en las personas con amputación trans-tibial unilateral en la posición bípeda estática.

En la tabla 10 se presentan los valores obtenidos de la entropía aproxima-da (ApEn) y la muestral (SampEn); en el asterisco (*) se encuentran indicados los que presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) entre los dos grupos de estudio.

Es importante indicar que, para poder realizar la comparación entre los dos grupos y las tres entropías (ApEn, SampEn - tabla 10, MSE - tabla 11), se utilizaron los mismos valores para m , r y N , en las ecuaciones propuestas en el capítulo 3; por tanto, se establece $m = 2$ y $r = 0,2 * \text{desviación estándar}$ y N con un valor de 1515, tal como lo propuso Costa *et al.* (2005).

Tabla 10. Valores de la entropía aproximada y muestral

Dirección y pierna	Grupo	ApEn	SampEn
XL	Controles	0,10151 ± 0,0626*	0,72489 ± 0,58163
	PAT	0,21427 ± 0,01892*	0,58163 ± 0,06985
	Valor- p	0,000003	0,713110
YL	Controles	0,09177 ± 0,00573	0,19310 ± 0,02116*
	PAT	0,09214 ± 0,00788	0,02116 ± 0,00442*
	Valor- p	0,566663	< 0,0000001

Dirección y pierna	Grupo	ApEn	SampEn
XR	Controles	0,10109 ± 0,00545	0,50906 ± 0,32775*
	PAT	0,13889 ± 0,01992	0,32775 ± 0,04895*
	Valor- <i>p</i>	0,965506	0,006875
YR	Controles	0,09047 ± 0,00400	0,12919 ± 0,10170*
	PAT	0,10015 ± 0,01237	0,10170 ± 0,02485*
	Valor- <i>p</i>	0,299331	0,001782

Los valores corresponden al promedio y al error estándar. Y: dirección AP. X: dirección ML. L: pierna izquierda. R: pierna derecha. Amp: amplitud. *Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). PAT: personas con amputación.

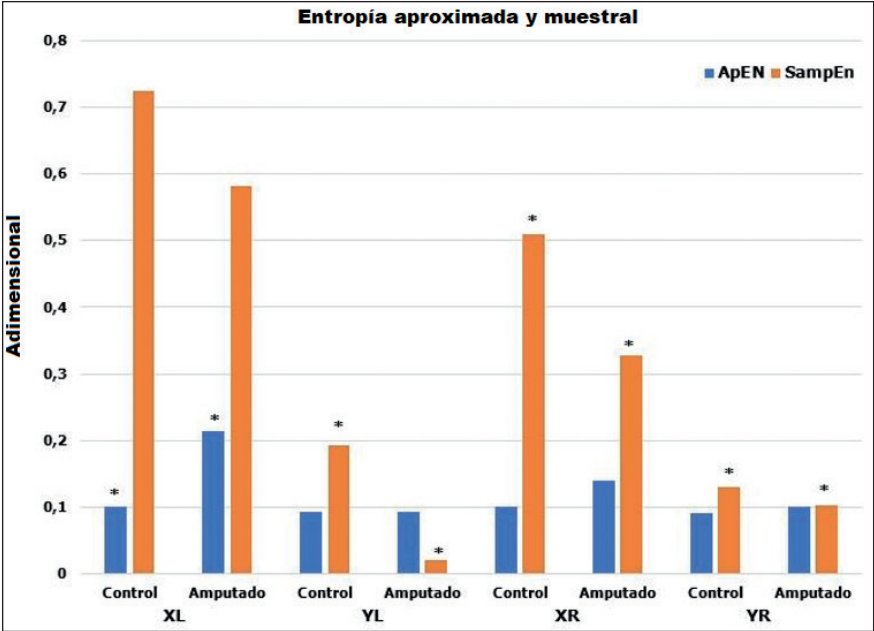
Fuente: elaboración propia.

La entropía permite cuantificar la regularidad o la predictibilidad de una serie de tiempo a partir de los valores obtenidos, y se asume que un valor bajo de entropía indica que la señal es predecible o periódica y un valor alto indica que la señal es impredecible o totalmente aleatoria (Gow *et al.*, 2015).

De acuerdo con lo anterior, la entropía ApEn solo presentó diferencia estadísticamente significativa en dirección ML, pierna izquierda (XL), pero en general todos los valores obtenidos fueron bajos en ambos grupos, con un leve incremento en las personas con amputación, indicando que la señal CoP puede ser predecible o periódica, como se observa en la figura 81.

Para la entropía SampEn, mostró diferencias estadísticamente significativas en la dirección AP, pierna izquierda (YL) y derecha (YR) y en la dirección ML, en la pierna derecha (XR), con valores aún bajos, pero siendo mayor en el grupo de los controles (figura 81).

Figura 81. Entropía aproximada y muestral



*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Fuente: elaboración propia.

Para el caso de la entropía MSE, se utiliza el algoritmo de SampEn pero con diferentes escalas de tiempo, con las denominadas “coarse grained series” con un factor de escala de 1 hasta 10 por la longitud de los datos, tal como lo sugieren Pincus (2001) y Richman y Moorman (2000).

En la tabla 11 se presentan los valores obtenidos para la MSE en la dirección ML, con las diferencias estadísticamente significativas marcadas con asterisco (*) para ambos grupos de estudio. Se observaron las mayores diferencias en la pierna derecha (ipsilateral o amputada), con valores menores para el grupo de personas con amputación, lo que nos indica que la señal del CoP es predecible o periódica en esta dirección, lo cual puede deberse al uso de la prótesis, lo que genera una rigidez para mantener la estabilidad postural.

Tabla 11. Valores de la entropía MSE para la dirección ML

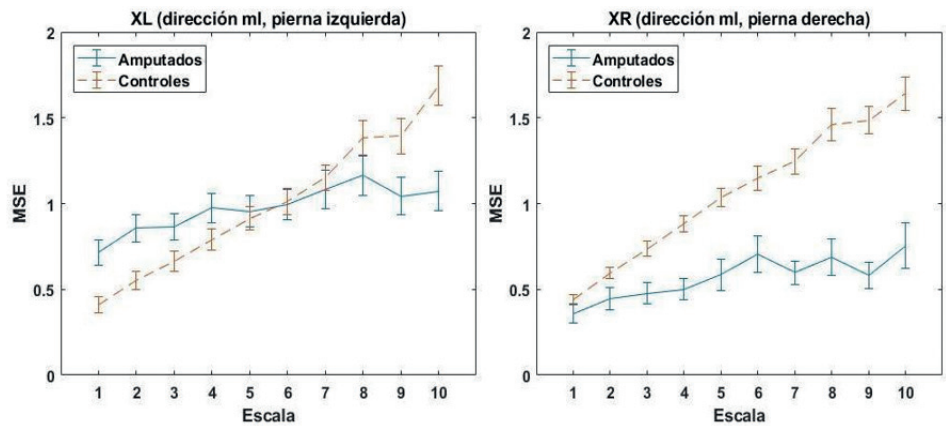
Escala	XL			XR		
	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>
1	0,71 ± 0,072*	0,41 ± 0,047*	0,00185	0,36 ± 0,058	0,44 ± 0,029	0,057055
2	0,86 ± 0,079*	0,55 ± 0,053*	0,00403	0,44 ± 0,065*	0,59 ± 0,029*	0,017378
3	0,87 ± 0,078*	0,67 ± 0,058*	0,04787	0,48 ± 0,065*	0,74 ± 0,029*	0,000460
4	0,97 ± 0,088	0,79 ± 0,063	0,11951	0,50 ± 0,064*	0,88 ± 0,029*	0,000004
5	0,95 ± 0,091	0,91 ± 0,067	0,87969	0,59 ± 0,092*	1,04 ± 0,029*	0,000000
6	0,99 ± 0,087	1,01 ± 0,076	0,79527	0,70 ± 0,108*	1,14 ± 1,029*	0,000058
7	1,08 ± 0,112	1,15 ± 0,074	0,20589	0,59 ± 0,069*	1,24 ± 0,029*	< 0,0001
8	1,16 ± 0,113	1,38 ± 0,100	0,08860	0,68 ± 0,107*	1,45 ± 1,029*	< 0,0001
9	1,04 ± 0,109*	1,39 ± 0,102*	0,01024	0,57 ± 0,078*	1,48 ± 0,029*	< 0,0001
10	1,07 ± 0,116*	1,68 ± 0,114*	0,00022	0,75 ± 0,132*	1,64 ± 1,029*	< 0,0001

Los valores corresponden al promedio y al error estándar. *Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). X: dirección ML. L: pierna izquierda. R: pierna derecha. PAT: personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

En la figura 82 se representa gráficamente los resultados de la MSE en la dirección ML, los ejes X y Y son adimensionales, puesto que corresponden a una relación y una escala, respectivamente. En esta figura se observa que para el grupo control, tanto para la pierna izquierda (XL) como para la derecha (XR), a medida que se incrementa la escala de tiempo, varía la regularidad o la predictibilidad del CoP, haciendo que a escalas mayores la señal sea impredecible. Caso contrario con el grupo de personas con amputación, en donde a escalas mayores el valor de la entropía se mantiene en un rango, haciendo que la señal del CoP se vuelva predecible o periódica.

Figura 82. Entropía MSE, dirección ML



Fuente: elaboración propia.

En la tabla 12 se presentan los valores obtenidos para la MSE en la dirección AP, con diferencias estadísticamente significativas para ambos grupos de estudio en todas las escalas. En cuanto al valor de la entropía, el grupo de los controles presentó los mayores valores con respecto al grupo de las personas con amputación, indicando una menor predictibilidad o regularidad del CoP de este último grupo con respecto al otro.

Tabla 12. Valores de la entropía MSE para la dirección AP

Escala	YL*			YR*		
	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>
1	0,02 ± 0,055	0,23 ± 0,038	< 0,0001	0,14 ± 0,039	0,44 ± 0,020	0,002948
2	0,04 ± 0,055	0,36 ± 0,038	< 0,0001	0,19 ± 0,048	0,59 ± 0,020	0,001054
3	0,06 ± 0,055	0,46 ± 0,038	< 0,0001	0,23 ± 0,047	0,74 ± 0,020	0,001054
4	0,08 ± 0,055	0,55 ± 0,038	< 0,0001	0,27 ± 0,054	0,88 ± 0,020	0,000715
5	0,09 ± 0,055	0,65 ± 0,038	< 0,0001	0,27 ± 0,045	1,04 ± 0,020	0,000269
6	0,12 ± 0,155	0,73 ± 1,038	< 0,0001	0,32 ± 0,060	1,15 ± 0,020	0,000209
7	0,13 ± 0,155	0,81 ± 1,038	< 0,0001	0,29 ± 0,042	1,25 ± 0,020	0,000035

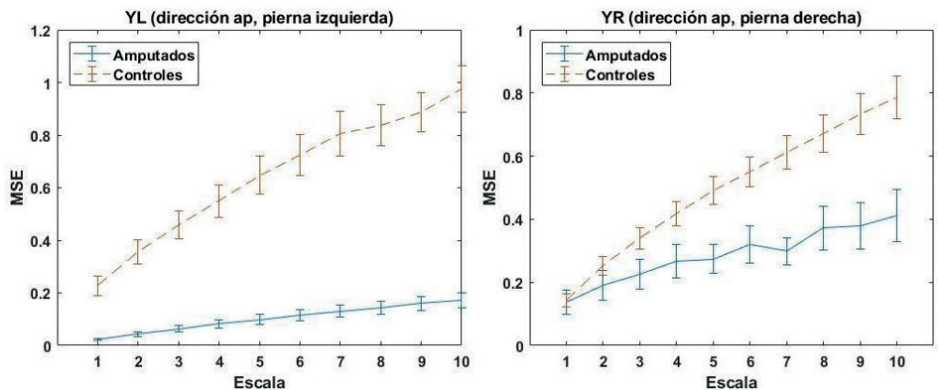
Escala	YL*			YR*		
	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>	PAT	Controles	Valor- <i>p</i>
8	0,14 ± 0,155	0,84 ± 1,038	< 0,0001	0,37 ± 0,069	1,46 ± 0,020	0,000071
9	0,16 ± 0,155	0,89 ± 1,038	< 0,0001	0,38 ± 0,073	1,49 ± 0,020	0,000012
10	0,17 ± 0,155	0,98 ± 1,038	< 0,0001	0,41 ± 0,083	1,64 ± 0,020	0,000007

Los valores corresponden al promedio y al error estándar. *Se presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Y: dirección AP. L: pierna izquierda. R: pierna derecha. PAT: personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

En la figura 83 se representa gráficamente los resultados de la MSE en la dirección AP, los ejes X y Y son adimensionales, ya que corresponden a una relación y una escala, respectivamente. En esta figura se observa que para el grupo control, tanto para la pierna izquierda (YL) como para la derecha (YR), a medida que se incrementa la escala de tiempo, varía la regularidad o la predictibilidad del CoP, haciendo que a escalas mayores la señal sea impredecible; de igual manera que lo obtenido en la dirección ML. Caso contrario con el grupo de amputado, en donde a escalas mayores la señal del CoP se vuelve predecible o periódica; aunque se experimenta un leve aumento del valor de entropía a medida que las escalas aumentan, caso contrario a lo que se obtuvo en la dirección ML.

Figura 83. Entropía MSE, dirección AP



Fuente: elaboración propia.

Análisis de los resultados de la entropía

La entropía es una medida para evaluar la complejidad de las señales y es una de las más aplicadas a las señales biomédicas. A modo de ejemplo, se puede indicar que la entropía ApEn ha sido empleada para analizar la variabilidad del ritmo cardíaco y los registros RR de la señal del ECG en neonatos (Ferrario *et al.*, 2006) con el objetivo de caracterizar el estado de salud.

De igual manera, la entropía SampEn también ha sido utilizada para diferenciar estados patológicos o sanos (Lake *et al.*, 2002; Richman y Moorman, 2000); para analizar el sufrimiento fetal a partir de la variación del ritmo cardíaco (Ferrario *et al.*, 2006); para analizar la variabilidad del ritmo cardíaco en aquellas personas que padecen de apnea obstructiva durante el sueño (Al-Angari y Sahakian, 2007); para evaluar la fibrilación auricular a partir de la señal ECG (Alcaraz y Rieta, 2009), entre otros.

La entropía MSE se ha utilizado para determinar si el feto se encuentra en sufrimiento fetal (Ferrario *et al.*, 2006); en la caracterización de la señal del ECG en el embarazo, en personas con autismo (Catarino *et al.*, 2011), con esquizofrenia (Takahashi *et al.*, 2010), entre otros.

La aplicación de este parámetro apoya la idea de que una pérdida de regularidad o de complejidad que experimenta un sistema biológico se debe a un cambio en su estado normal o sano, el cual se caracteriza por los factores de enfermedad o envejecimiento (Goldberger *et al.*, 2002).

Actualmente, se ha venido aplicando el parámetro de la entropía para analizar el CoP, con el objetivo de determinar la irregularidad de la señal entre grupos de estudios y así estudiar y comprender el control postural para diversas poblaciones. Algunos ejemplos de las investigaciones son las de Chen y Jiang (2014), Gow *et al.* (2015), Haid y Federolf (2018), Montesinos *et al.* (2018) y Sabatini (2000).

A modo de ejemplo, Sabatini (2000) utilizó la entropía MSE para evaluar el balanceo postural en dos grupos: 1) jóvenes y adultos mayores sanos y 2) adultos mayores con antecedente de caídas, y encontró que la serie de tiempo fue más compleja en el primer grupo que aquellos que habían sufrido alguna caída.

Para la interpretación de los valores obtenidos con la entropía, de forma general se ha indicado que valores altos en la señal del CoP indican una alta irregularidad, que puede ser ocasionada por los movimientos variables (Busa *et al.*, 2016; Yang *et al.*, 2010) o adaptables (Chen y Jiang, 2014) que usa el sistema del control postural para mantener el equilibrio, ya sea debido al terreno que esté pisando o a las actividades cotidianas que está llevando a cabo.

Pero no se puede determinar si la alta irregularidad se debe a la coordinación de las diversas estrategias de movimiento que usa el control postural para mantener su equilibrio o se debe a una irregularidad en el control neuromuscular (Haid y Federolf, 2018).

Según lo encontrado en esta investigación y tal como se indicó en el capítulo 3, el resultado de la entropía ApEn cuenta con un sesgo que está ligado con la longitud de la serie de tiempo, situación que de pronto se pudo observar en nuestros datos, pues no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la dirección ML (pierna derecha) y en AP (piernas derecha e izquierda), solo en la dirección ML, pierna izquierda, en comparación con los resultados obtenidos con SampEn y la MSE.

Estos resultados son coherentes con los encontrados por Cavanaugh *et al.* (2007), quienes con ApEn evaluaron el control postural con y sin la realización de una tarea cognitiva en 30 adultos jóvenes sanos, con valores altos en la dirección AP cuando se ejecutaba la tarea y sin diferencias estadísticamente significativas en la dirección ML.

Esa situación de desventaja de la ApEn se pretende subsanar con la inclusión de la entropía SampEn, aunque no lo logra hacer completamente, como lo indicó Pincus (2001), dando paso a la inclusión a la entropía MSE que valora las diferencias en la serie temporal a escalas mayores.

Para nuestros datos, en la entropía SampEn se observó diferencias estadísticamente significativas en contraposición con lo que se encontró en ApEn; es decir, los parámetros no significativos en ApEn fueron significativos en SampEn, lo que indica que efectivamente los términos autocomparables en el cálculo de ApEn lo conduce a un sesgo del resultado. Asimismo, Montesinos *et al.* (2018), en su investigación con adultos con y sin antecedentes con caídas, indicaron que la entropía SampEn demostró una mejor consistencia de

los resultados que con ApEn; por tanto, sugieren que para analizar la serie de tiempo del CoP se debe utilizar la SampEn sobre la ApEn.

En la literatura se evidencia que con respecto al CoP, se ha utilizado la entropía de SampEn para caracterizar grupos de estudio en diferentes condiciones, en adultos jóvenes y mayores (Ramdani *et al.*, 2009, 2011), pero a pesar de su solidez estadística, sus resultados han mostrado una falta de confiabilidad, sobre todo con respecto al efecto del envejecimiento (Borg y Laxåback, 2010; Ramdani *et al.*, 2009). Estos resultados pueden deberse a que la entropía SampEn no es una medida multivariante, ni de multiescala; por tanto, se hace inminente el cálculo de la MSE a diferentes escalas de tiempo.

Con la entropía MSE, efectivamente se pudo observar cómo la regularidad de la señal cambia a medida que se incrementan las escalas de tiempo en ambas direcciones (AP y ML) para ambas piernas (figuras 82 y 83). En cuanto a la regularidad del CoP, se indica que el grupo de personas con amputación presentaron una mayor regularidad o predictibilidad de la señal en las diferentes escalas de tiempo, lo que sugiere una mayor rigidez o menor balanceo postural para mantener la posición estática erguida, producto de utilización del miembro protésico y la utilización de la estrategia de cadera para mantener el control postural; lo anterior también indica la alta probabilidad que tiene este grupo para sufrir una caída con respecto al grupo control.

Tal como lo indicaron Donker *et al.* (2007), cuando el CoP presenta un patrón más regular sugiere que la población de estudio tiene un comportamiento postural más rígido, lo que puede sugerir que el desplazamiento del CoP y la actividad generada por parte del control postural son dependientes (Donker *et al.*, 2007; Vuillerme y Nafati, 2007). En consecuencia, una menor complejidad puede estar relacionada con una disminución funcional, lo que genera un control postural más rígido, impactando de manera negativa en la forma en que se puede perder el control del equilibrio durante alguna perturbación (Schniepp *et al.*, 2013).

Al comparar la regularidad del CoP en las direcciones ML y AP, se observó que los menores valores de la entropía MSE se obtuvieron en la dirección AP, lo que nos indica que la señal es más regular, mostrando una mayor rigidez en el comportamiento postural en la pierna izquierda, que

corresponde al lado izquierdo (contralateral o no amputado), lo que sugiere que ese miembro es quien proporciona un mayor soporte para mantener la estabilidad en posición erguida.

La entropía MSE y su inclusión de las escalas de tiempo permiten analizar la complejidad para escalas de tiempo cortas y largas, y así poder cuantificar la complejidad de forma general del sistema de control postural, dado que la MSE calcula la entropía en todas las escalas de tiempo en forma individual (Busa y Van Emmerik, 2016).

La combinación de estas características permite a los investigadores identificar las escalas de tiempo en las que se produce la ruptura de la complejidad, así como la complejidad general que tiene en cuenta todas las escalas de tiempo; por tanto, con lo encontrado en la presente investigación, se sugiere la utilización de esta entropía, la MSE, para estudiar el comportamiento del CoP en personas con amputación transtibial unilateral que cuentan con una alineación protésica.

Teoría de la información

La exploración de los datos del CoP, con el fin de obtener información útil del sistema (se define sistema como el conjunto de sucesos donde se relaciona el CoP y la estabilidad postural estática), se realizó mediante técnicas de análisis basadas en teoría de la información. Como se explicó en el capítulo 3, apartado “Teoría de la información”, se debe realizar una serie de pasos entre los que se tiene: selección de los datos para trabajar; exploración, preparación y selección de las variables; selección del algoritmo para crear el modelo; entre otros. Estos pasos se pueden realizar de forma independiente usando diferentes algoritmos; sin embargo, existe el software Powerhouse™ (Datasplore, 2006) desarrollado como una herramienta de análisis de datos que permite obtener información de los datos realizando los pasos enumerados, es decir: prepara las variables; da a conocer el resumen estadístico de todas las variables; selecciona las variables más importantes; genera las medidas infométricas del sistema; crea modelos tanto explicativos como predictivos y muestra el rendimiento de estos.

Por las ventajas mostradas, se utilizó esta herramienta computacional para el análisis del sistema de estabilidad postural estática.

Desplazamiento

En las mediciones se recogieron 441 040 datos, clasificados en cuatro variables de entrada al sistema, las cuales corresponden a la ubicación del CoP bajo cada pie (derecho e izquierdo) y en las direcciones antero-posterior y medial-lateral; de allí que las variables y la cantidad de datos de cada una de ellas se dan a conocer en la tabla 13. Además, se muestra la cantidad de valores para cada uno de los grupos estudiados, grupo de personas sin amputación transtibial o grupo control y grupo de personas con amputación.

Tabla 13. Datos analizados en el desplazamiento del CoP

Variable	Definición	Cantidad de datos total	Cantidad de datos control	Cantidad de datos PAT
dMLL	Ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo	110 260	55 130	55 130
dAPL	Ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo	110 260	55 130	55 130
dMLR	Ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho	110 260	55 130	55 130
dAPR	Ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho	110 260	55 130	55 130

PAT: Personas con amputación transtibial.

Fuente: elaboración propia.

Teniendo en cuenta que los datos son de tipo numérico y la teoría de la información (TI) requiere datos de tipo categórico, se efectúa la exploración de la cantidad de datos diferentes y se procede a la aplicación de un algoritmo de agrupación basado en TI, como es menor pérdida de información (LIL), a lo cual se reduce la cantidad de datos diferentes en cada variable. Los límites de las agrupaciones y el porcentaje de datos que cada agrupación recoge se muestran en la tabla 14.

Tabla 14. Agrupaciones (*bins*) de cada variable incluida en el análisis del desplazamiento del CoP

No. Agrup.	dMLL		dAPL		dMLR		dAPR	
	Límite superior	% filas	Límite superior	% filas	Límite superior	% filas	Límite superior	% filas
1	0,021	17,23	0,401	28,28	0,09	32,14	1,49	69,18
2	0,058	14,46	0,626	10,4	0,188	21,79	2,999	17,83
3	0,202	32,49	0,906	8,25	0,510	27,96	4,218	5,58
4	1,377	33,01	1,1	4,44	0,53	0,88	4,475	0,8
5	1,802	1,21	1,385	4,61	0,593	2,51	4,52	0,11
6	1,894	0,13	2,317	9,94	0,63	1,18	6,70	3,14
7	1,926	0,1	2,68	2,83	0,634	0,15	7,334	0,39
8	1,973	0,11	4,275	9,46	0,666	0,77	8,827	0,92
9	5,455	1,21	5,577	5,18	1,197	6,72	9,018	0,1
10	6,141	0,05	24,263	16,71	9,746	5,91	22,859	1,94

Agrup.: agrupaciones. d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral.
AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Con estas agrupaciones se exploran los valores promedio, máximo y mínimo de cada variable para observar los cambios presentados en la conversión de datos (tabla 15).

Tabla 15. Valores de los datos luego de la agrupación

Variable	Distintos	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo	Número de Agrup.
dMLLC	1052	4,347	0,2	-0,341	10
dAPLC	753	5,951	0,6545	-1,345	10

Variable	Distintos	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo	Número de Agrup.
dMLRC	2201	1,364	0,1578	-0,495	10
dAPRC	2648	8,831	0,8825	-2,057	10
dMLLA	2029	6,261	0,3135	-0,600	10
dAPLA	4244	24,281	4,789	-10,287	10
dMLRA	1302	9,646	0,6177	-0,950	10
dAPRA	6348	22,893	2,1167	-4,072	10

Agrup: agrupaciones. d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior.
L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

A partir de las agrupaciones, se revisan las variables para elegir aquellas que entregan máxima información del sistema, seleccionadas en orden por la cantidad de información de salida que contienen; así, las variables electas son aquellas que transmiten la mayor cantidad de información y las más representativas de la estabilidad postural estática. Esta selección reduce el número de variables y es altamente insensible al ruido de las señales. Se tienen en cuenta dos parámetros en la selección:

- *Ganancia*, es la representación del total de información transmitida por las variables electas, así la cantidad de información incrementa a medida que se adiciona una variable.
- *Balance*, da cuenta del equilibrio del sistema al incluir una nueva variable y la pérdida de confianza de representatividad.

Se realiza el cálculo de la entropía de cada variable $H(X)$, así como la entropía conjunta, examinada la incidencia de la variable al sistema de forma individual $H(Y | x)$ y de forma conjunta $H(Y | X)$ (tabla 16).

Tabla 16. Entropía de cada variable observada en desplazamiento del CoP

Variable	H(X) (bits)	H(Y x) (bits)	H(Y X) (bits)
dMLL	2,087	0,9	0,5
dAPL	3,005	0,553	0,553
dMLR	2,358	0,845	0,435
dAPR	1,481	0,911	0,387

d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

La selección de las variables del sistema de estabilidad estudiado, teniendo en cuenta los valores dados a conocer en la tabla 16, muestra las variables representativas, el aporte de cada una de ellas, la confianza y ganancia; las variables se ubican en la tabla según su aporte (tabla 17).

Tabla 17. Selección de variables en desplazamiento del CoP

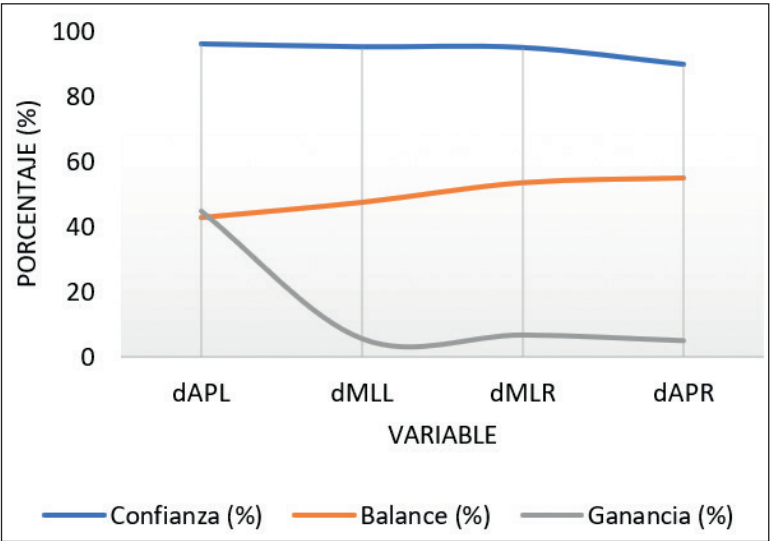
Variable	Ganancia acumulada (%)	Ganancia individual (%)	Confianza (%)	Balance
dAPL	44,61	44,61	96,11	0,4288
dMLL	49,98	5,37	95,24	0,476
dMLR	56,49	6,51	95,03	0,5368
dAPR	61,26	4,77	90,03	0,5515

d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Se seleccionaron las variables de acuerdo con la relación entre confianza, balance y ganancia individual de cada una de ellas; de allí que en la figura 84 se observa de forma gráfica esta relación.

Figura 84. Gráfico de confianza de las variables para el desplazamiento del CoP



d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Al examinar el sistema en conjunto, con las cuatro variables seleccionadas (dMLL, dAPL, dMLR, dAPR), se conocen las estadísticas infométricas del sistema (tabla 18), donde se tiene:

- La información entrante $H(X)$
- La información requerida $H(Y)$
- La equivocación $H(X|Y)$
- El ruido $H(Y|X)$
- La información transmitida $(X:Y)$
- La redundancia
- La confianza

Tabla 18. Estadísticas infométricas del sistema considerando el desplazamiento del CoP

Parámetro	Símbolo	Valor
Información entrante (bits)	$H(X)$	8,176
Información requerida (bits)	$H(Y)$	0,999
Equivocación (bits)	$H(X Y)$	7,564
Ruido (bits)	$H(Y X)$	0,387
Información conjunta (bits)	(X,Y)	8,564
Información transmitida (bits)	$T(X:Y)$	0,612
Redundancia (bits)	$T(X)$	1,916
Confianza de datos (%)		90,03
Fiabilidad		99,78

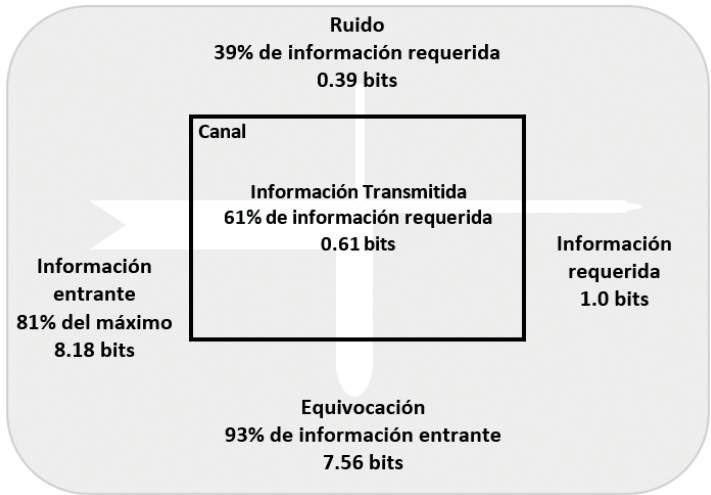
Fuente: elaboración propia.

Con el mapa de información se muestra de forma gráfica las estadísticas infométricas de una selección de variables (figura 85), donde se contempla:

- *Información entrante* (81 %), es la proporción de la información que contienen las variables de entrada en comparación con el máximo teórico; este valor es el usado para el análisis del sistema. Las variables de entrada se nombran: entrada del sistema.
- *Canal*, por medio del cual se transmite la información desde la entrada hacia la salida.
- *Información transmitida* (61 %), es la cuantía de relación existente entre la entrada y la salida. A mayor valor, mayor relación y posibilidad de generar un modelo que represente el sistema.
- *Información requerida* (1,00 bits), es la cantidad de información necesaria para tener un modelo predictivo que pueda pronosticar el valor de la variable de salida.
- *Equivocación* (93 %), hace referencia a la incertidumbre que se presenta en el mensaje enviado al conocer la señal recibida.

- *Ruido* (39%), es la información transmitida que no sirve para reducir la incertidumbre acerca de los estados de la variable de salida.

Figura 85. Mapa infométrico del sistema considerando el desplazamiento

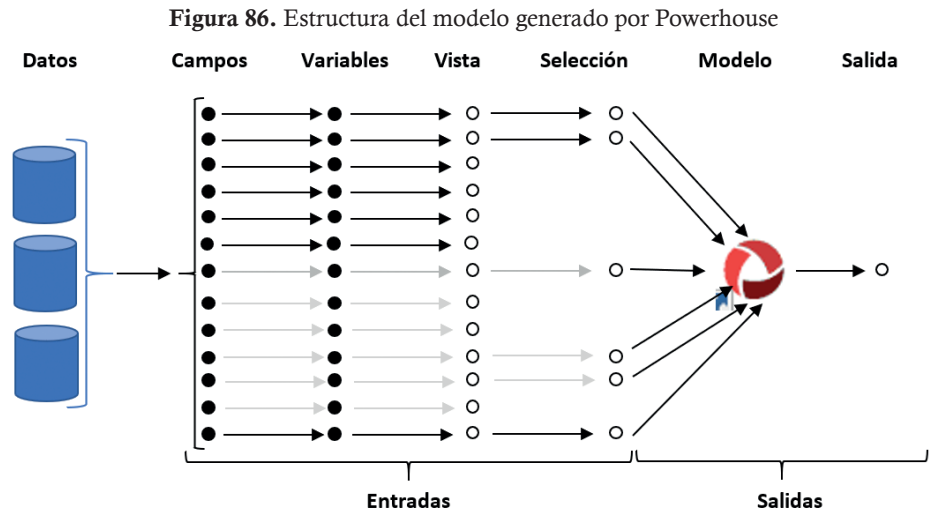


Fuente: elaboración propia.

La información transmitida es del 61%, lo cual asegura la creación y funcionamiento de un modelo que permita describir el sistema, así como predecir el comportamiento de un conjunto nuevo de datos. Por ello, se construyó un modelo de reglas de decisión, tomando como base las agrupaciones y fundamentado en teoría de la información. Este modelo MAXIT (Transferencia Máxima de Información; en inglés, *MAXimum Information Transfer*), permite generar un modelo predictivo en forma de conjunto de reglas, donde cada regla representa la información de una relación no lineal entre las variables de entrada y la variable de salida; las reglas generadas maximizan la información contenida en el sistema, son descubiertas en la tabla de datos y enumeradas en orden descendente, el cual está dado por la cantidad de registros que cumplen una regla (Datasplore, 2006). Los patrones del modelo emplean todas las variables seleccionadas para formar o descubrir las reglas y cada variable en la regla tiene asociado el medio de la variable en esa regla.

La figura 86 muestra la forma de generación del modelo predictivo que utiliza Powerhouse™; este modelo inicia con los Datos, son externos para

Powerhouse™, pueden estar en cualquier archivo plano que permite conectarse directamente a través de ODBC u otro método de Data Link. Continúa con los Campos, son las columnas en una tabla de datos con objetos leíbles, cuyas propiedades no pueden ser cambiadas por Powerhouse™. Luego están las Variables, son campos importados a Powerhouse™, son parcialmente preparados para usarse en la generación de modelos. Sigue la Vista, permite seleccionar el método de interpretación de las variables a usar en la creación o descubrimiento de modelos. A continuación está la Selección, donde se elige un subconjunto de todas las variables para la generación de los modelos; la selección, por lo general, se hace para maximizar la señal y minimizar el ruido, pero asegurando representatividad del conjunto original de datos. El Modelo es la expresión de la relación entre las variables de entrada seleccionadas y la variable de salida, de tal manera que al expresarse da como resultado una salida estimada o una predicción. La Salida es una representación de las relaciones, patrones y estimaciones necesarias del sistema a estudiar (Dataxplora, 2006).

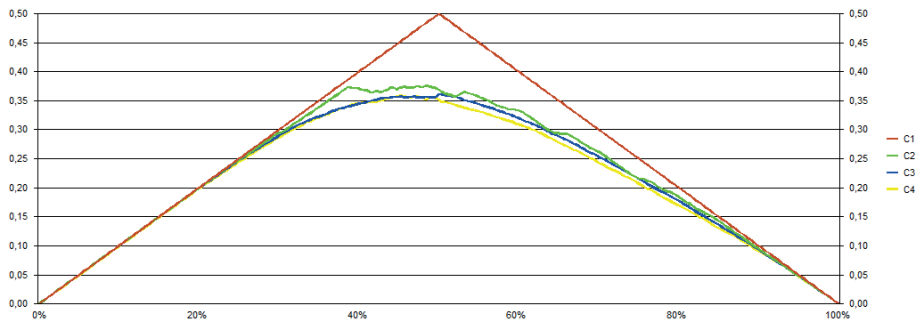


Fuente: Dataxplora (2006).

El modelo para el sistema estabilidad postural estática generó 175 reglas de decisión; su funcionamiento se verificó en tres conjuntos de datos: conjunto de entrenamiento, conjunto de prueba y conjunto de validación. Powerhouse™ emplea la prueba de dos muestras de Kolmogorov-Smirnov (KS)

para observar el comportamiento de modelos; esta prueba pretende conocer la existencia significativa de diferencia entre dos muestras, es ampliamente usada en la verificación de desempeño de modelos por su ventaja de no imponer restricciones previas al tipo de distribución de los datos que se van a analizar. Para calcular el valor, se parte de la gráfica de ganancia acumulada de los tres conjuntos examinados (figura 87). De esta forma, el conjunto de entrenamiento presentó un estimado KS de 72,709%, el conjunto de validación de 71,257% y el de prueba de 75,244%. Los valores de rendimiento para los diferentes conjuntos se muestran en la tabla 19.

Figura 87. Gráfica de ganancia acumulada para el modelo de estabilidad considerando el desplazamiento del CoP como entrada



C1 es la curva perfecta para el modelo. C2 es el conjunto de validación, C3 es el conjunto de entrenamiento, C4 es el conjunto de prueba.

Fuente: elaboración propia.

Tabla 19. Valores de rendimiento para el modelo MAXIT generado considerando el desplazamiento del CoP

Modelo	Conjunto de entrenamiento	Conjunto de prueba	Conjunto de validación
Precisión (%)	87	86	88
Tasa de error (%)	13	14	12
Sensibilidad (%)	84	84	85
Especificidad (%)	89	89	91

Modelo	Conjunto de entrenamiento	Conjunto de prueba	Conjunto de validación
Razón de falsos positivos (%)	11	11	9
Razón de falsos negativos (%)	16	16	15
Exactitud (%)	90	89	92

Fuente: elaboración propia.

Velocidad

Para estudiar la velocidad del desplazamiento del CoP se analizaron 440 728 datos, correspondientes a la dirección del CoP en cada pie y en las direcciones estudiadas (antero-posterior y medial-lateral) (tabla 20).

Tabla 20. Datos analizados en la velocidad del desplazamiento del CoP

Variable	Definición	Cantidad de datos total	Cantidad de datos control	Cantidad de datos PAT
vMLL	Velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo	110 182	55 090	55 090
vAPL	Velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo	110 182	55 090	55 090
vMLR	Velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho	110 182	55 090	55 090
vAPR	Velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho	110 182	55 090	55 090

PAT: personas con amputación transtibial.

Fuente: elaboración propia.

Un requisito en TI es el uso de datos categóricos; de allí que los datos de velocidad al ser numéricos se transformaron en categóricos usando algoritmo LIL, generando diez agrupaciones en cada variable (tabla 21).

Tabla 21. Agrupaciones (*bins*) de cada variable incluida en el análisis de velocidad del CoP

No. Agrup	vMLL		vAPL		vMLR		vAPR	
	Límite superior	% filas	Límite superior	% filas	Límite superior	% filas	Límite superior	% filas
1	0,0205	10,92	0,552	28,4	0,12	28,11	0,407	21,49
2	0,0405	6,31	1,16	14,3	0,209	14,29	0,804	16,59
3	0,0825	8,8	1,267	2,96	0,256	5,86	0,949	4,98
4	0,1885	15,67	1,655	5,63	0,343	8,81	1,32	10,69
5	0,29	10,28	2,256	6,41	0,676	19,46	1,601	6,61
6	0,42	9,16	3,42	8,49	0,68	4,64	2,366	12,55
7	0,749	13,99	4,856	6,98	0,683	0,1	3,907	13,5
8	2,613	20,29	9,587	18,07	0,686	0,12	0,92	3,57
9	2,64	3,01	9,6	0,57	0,689	0,13	3,948	0,1
10	2,655	1,55	24,93	8,19	3,299	18,47	10,81	9,93

Agrup: agrupaciones. v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior.
L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

Los valores de cantidad de datos distintos, así como el valor máximo, promedio y mínimo de la velocidad del CoP se verificó (tabla 22).

Tabla 22. Valores de los datos de velocidad luego de la agrupación

Variable	Distintos	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo	No. Agrup
vMLLC	1164	2,66	0,295	0	10
vAPLC	2807	9,6	1,022	0	10
vMLRC	678	0,689	0,235	0	10
vAPRC	2855	3,925	1,212	0	10

Variable	Distintos	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo	No. Agrup
vMLLA	2084	2,647	0,8	0	10
vAPLA	5394	24,932	5,846	0	10
vMLRA	2078	3,3,	0,727	0	10
vAPRA	4216	10,81	2,546	0	10

Agrup: agrupaciones. v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior.
L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

Con el fin de conocer el comportamiento de cada variable considerada para el estudio de la velocidad del CoP, se computa la entropía de cada variable $H(X)$, también la entropía conjunta tanto individual (considerando cada variable independiente) $H(Y | x)$ como de forma conjunta (considerando todas las variables) $H(Y | X)$ (tabla 23).

Tabla 23. Entropía de cada variable observada en la velocidad del CoP

Variable	$H(X)$ (bits)	$H(Y x)$ (bits)	$H(Y X)$ (bits)
vMLL	3,091	0,748	0,382
vAPL	2,909	0,587	0,587
vMLR	2,614	0,717	0,456
vAPR	3,004	0,83	0,315

v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

Con los datos de entropía, se procede a seleccionar las variables representativas de velocidad del sistema de estabilidad; para ello se calcula la ganancia acumulada, la individual, la confianza y la ganancia, las variables se ubican en la tabla según su aporte (tabla 24).

Tabla 24. Selección de variables al analizar la velocidad del CoP

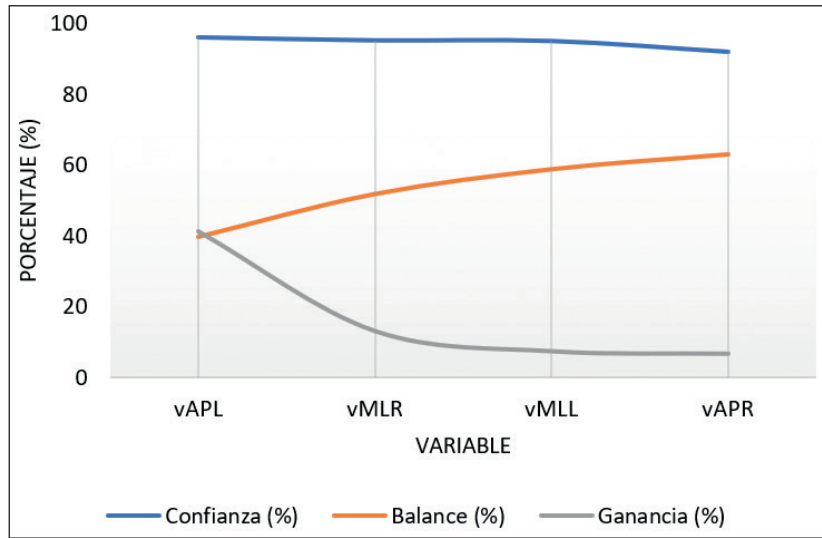
Variable	Ganancia acumulada (%)	Ganancia individual (%)	Confianza (%)	Balance
vAPL	41,23	41,23	96,11	0,396
vMLR	54,35	13,12	95,2	0,517
vMLL	61,77	7,42	95,02	0,587
vAPR	68,5	6,73	91,81	0,629

v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

El gráfico de relación entre ganancia individual, confianza y balance para cada una de las variables se observa en la figura 88.

Figura 88. Gráfico de confianza de las variables para la velocidad del CoP



v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

La revisión de los parámetros de entropía de las variables determinó que todas afectan directamente al sistema; de allí que se calcularon las estadísticas infométricas del sistema (tabla 25).

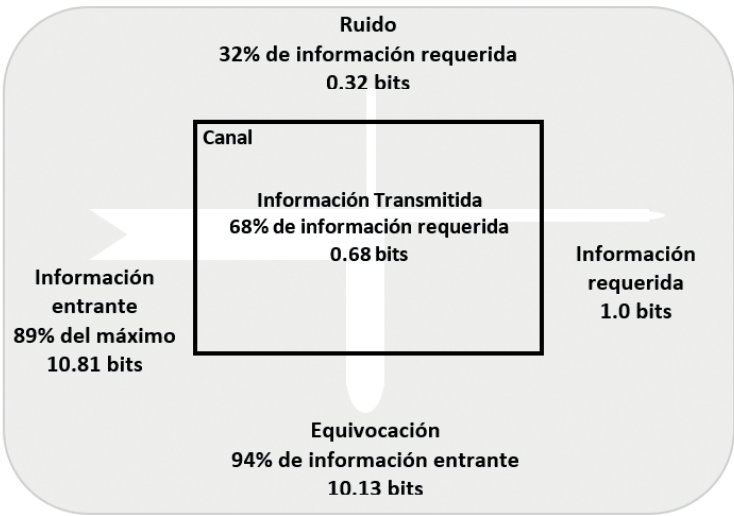
Tabla 25. Estadísticas infométricas del sistema considerando la velocidad del CoP

Parámetro	Símbolo	Valor
Información entrante (bits)	$H(X)$	10,813
Información requerida (bits)	$H(Y)$	1,00
Equivocación (bits)	$H(X Y)$	10,128
Ruido (bits)	$H(Y X)$	0,315
Información conjunta (bits)	(X, Y)	11,128
Información transmitida (bits)	$T(X:Y)$	0,685
Redundancia (bits)	$T(X)$	1,321
Confianza de datos (%)		91,81
Fiabilidad		99,76

Fuente: elaboración propia.

En el mapa de información se presentan gráficamente las estadísticas infométricas de la selección de variables realizada (figura 89).

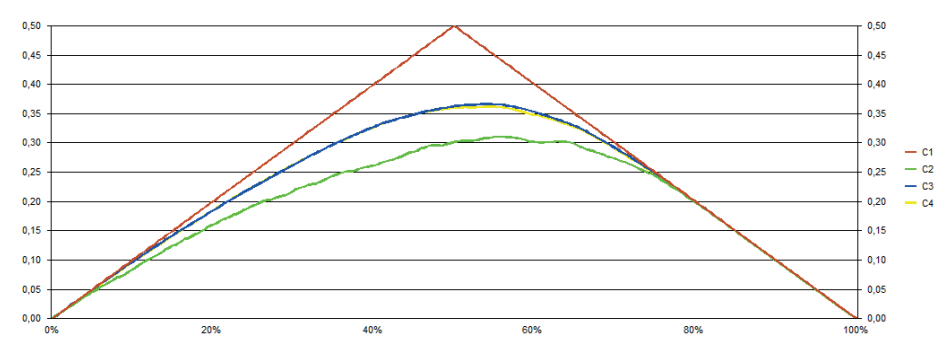
Figura 89. Mapa infométrico del sistema considerando la velocidad



Fuente: elaboración propia.

La relación entre entradas y salidas es de 68 %, esto se conoce por el porcentaje de la información transmitida, lo cual permite aseverar que la generación de un modelo puede representar el comportamiento del sistema; asimismo, puede predecir el efecto ante un nuevo conjunto de datos. Por lo anterior, en el software Powerhouse™ se generó un modelo tipo MAXIT de 215 reglas. El rendimiento de este modelo se validó en tres conjuntos de datos: conjunto de entrenamiento, conjunto de prueba y conjunto de validación, Powerhouse™ entregó un índice KS para el conjunto de entrenamiento de 73,21 %, para prueba 72,23 % y para validación 62,06 %, valores que se validan en la figura 90.

Figura 90. Gráfica de ganancia acumulada para el modelo de estabilidad considerando la velocidad del CoP como entrada



C1 es la curva perfecta para el modelo, C2 es el conjunto de validación, C3 es el conjunto de entrenamiento, C4 es el conjunto de prueba.

Fuente: elaboración propia.

El desempeño del modelo se ratificó calculando los valores de rendimiento que se muestran en la tabla 26.

Tabla 26. Valores de rendimiento para el modelo MAXIT generado considerando velocidad del CoP

Modelo	Conjunto de entrenamiento	Conjunto de prueba	Conjunto de validación
Precisión (%)	87	87	81
Tasa de error (%)	13	14	19
Sensibilidad (%)	91	90	83

Modelo	Conjunto de entrenamiento	Conjunto de prueba	Conjunto de validación
Especificidad (%)	84	83	79
Razón de falsos positivos (%)	16	17	21
Razón de falsos negativos (%)	9	10	17
Exactitud (%)	83	82	78

Fuente: elaboración propia.

Análisis de resultados

El análisis de estabilidad postural estática empleando la teoría de la información es recomendado, pues muestra consistencia relativa y es poco sensible a las longitudes de las series de tiempo de datos en comparación con otros métodos de análisis. Pyle comenta que el empleo de TI en la indagación de fenómenos por medio de la exploración de sus datos es altamente confiable, detecta pequeños cambios que pasan desapercibidos en otros tipos de análisis (Pyle, 2003).

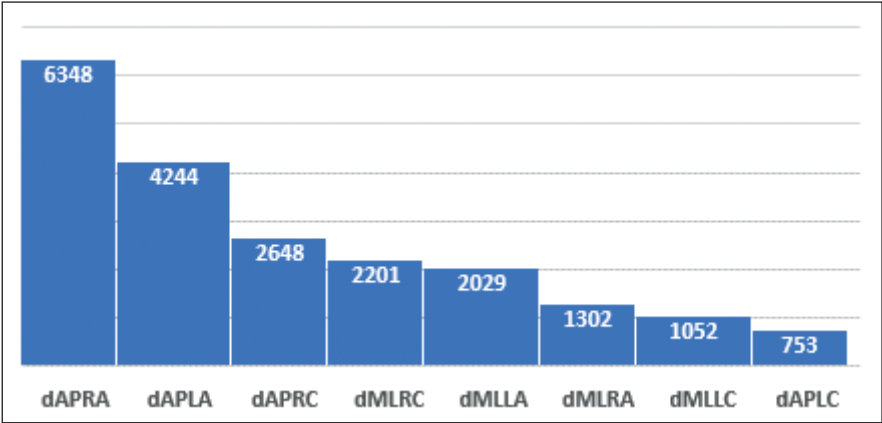
Desplazamiento

Se analizaron 441 040 datos, correspondientes a cuatro variables de entrada: dMLL (desplazamiento medial-lateral del CoP del lado izquierdo), dAPL (desplazamiento antero-posterior del CoP del lado izquierdo), dMLR (desplazamiento medial-lateral del CoP del lado derecho) y dAPR (desplazamiento antero-posterior del CoP del lado derecho), cada una de ellas con igual cantidad de datos 110 260, de los cuales 55 130 pertenecen al grupo de personas con amputación e igual valor al control.

La más alta cantidad de valores distintos en los datos se encontró en la variable de entrada dAPRA con 6348 valores distintos, luego en dAPLA con 4244, dAPRC con 2648, dMLRC con 2201, dMLLA con 2029, dMLRA con 1302, dMLLC con 1052 y dAPLC con 753; esto indica que en el grupo de personas con amputación el desplazamiento del CoP en dirección AP de ipsilateral presenta alta inestabilidad, con alto número de valores de

ubicaciones y alta proporción de balanceo (figura 91). Además, se observa que se tiene gran cantidad de valores distintos en el grupo de personas con amputación en dirección AP (dAPRA), lo cual se encuentra en correspondencia con los resultados obtenidos por Kendell *et al.* (2010), Ku *et al.* (2014) y Seth y Lamberg (2017); ellos concluyeron que las personas con amputación presentan alta inestabilidad en comparación con personas sin amputación transtibial, observada en un alto valor del desplazamiento del CoP, además que las excursiones del CoP antero-posterior ocurren significativamente más debajo del lado no protésico durante la postura estática bipedestada.

Figura 91. Valores distintos de cada variable



d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

La técnica de agrupamiento de menor pérdida de información (LIL) permitió reducir la cantidad de datos diferentes en todas las variables, conformando diez agrupaciones (*bins*) para cada una de las variables, ya que de esta forma la pérdida de información sobre la variable de salida en cada agrupación es la mínima. Con las agrupaciones los valores máximo y mínimo de los datos no se vieron alterados; sin embargo, el valor promedio varió levemente (tabla 27), pero los datos agrupados son representativos de la población, ya que la confianza de representatividad es superior al 90%.

Tabla 27. Comparación de los valores de variables de desplazamiento sin agrupar y agrupados

Variable	Sin agrupar			Agrupadas		
	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo
dMLLC	4,347	0,208	-0,341	4,347	0,2	-0,341
dAPLC	5,951	0,650	-1,345	5,951	0,655	-1,345
dMLRC	1,365	0,160	-0,495	1,364	0,158	-0,495
dAPRC	8,831	0,893	-2,057	8,831	0,883	-2,057
dMLLA	6,261	0,321	-0,600	6,261	0,314	-0,600
dAPLA	24,281	4,816	-10,287	24,281	4,789	-10,287
dMLRA	9,762	0,613	-0,950	9,646	0,618	-0,950
dAPRA	22,968	2,139	-4,072	22,893	2,117	-4,072

d: desplazamiento. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Con el valor de entropía de cada variable de entrada, se observó la ganancia al sistema que aporta cada una de ellas, así como la confianza de representatividad y el balance, esto con el fin de seleccionar las variables influyentes en el sistema. Las variables de entrada se eligen de forma tal que la ganancia se aumente lo máximo posible, el orden de selección es descendente y depende de la cantidad de información de la variable de salida que cada variable de entrada contenga, es decir, de la influencia que tiene sobre la salida. El parámetro de ganancia es el primer evaluado, pues representa la totalidad de información transmitida por la variable, una variable se agrega para maximizar el incremento de información sobre la salida, pero siempre teniendo en cuenta que aumenta el balance entre la información incorporada con la inclusión de esa variable y la pérdida de confianza de representación.

Se obtuvo que todas las variables consideradas afectan la estabilidad postural (tabla 17); sin embargo, la variable que transmite la mayor cantidad de información, y es lo más representativa posible de la variable de salida, es el desplazamiento en dirección antero-posterior del lado izquierdo (dAPL); por ello, es la de mayor influencia en el sistema, seguida por el desplazamiento en dirección medial-lateral del lado izquierdo (dMLL), luego está el desplazamiento en dirección medial-lateral del lado derecho (dMLR), y finalmente, de mínimo aporte, el desplazamiento en dirección antero-posterior del lado derecho (dAPR). Estos hallazgos concuerdan con Kendell *et al.* (2010) y Molero-Sánchez *et al.* (2015), quienes encontraron que el desplazamiento del CoP en individuos con amputación transtibial son más altos en comparación con personas sin amputación transtibial, cuando se encuentran en posición bípeda, en caminata, entre otros. La alta influencia del lado no amputado sobre la estabilidad es un indicador del amplio uso de este lado para mantener la postura, y su papel en la corrección del control postural, además sugiere compensación por la pérdida de control del tobillo ipsilateral (Ku *et al.*, 2014; Sinitski *et al.*, 2016).

El conjunto de las variables de entrada contiene el 81 % de la máxima información posible de la salida, pero se tiene 93 % de información duplicada entre las variables. La cantidad de entropía en la variable de salida que queda aún después de transmitir toda la información de entrada es de 39 % y la relación entre las entradas y la salida es de 61 %; esta cuantía hace referencia a la cantidad de información contenida en la entrada que se ha transmitido provechosamente y reduce la incertidumbre acerca de la salida. El valor superior al 50 % es un indicador de la dependencia que presenta la estabilidad ante el desplazamiento del CoP, como se ha mostrado en varias investigaciones. Schubert y Kirchner expusieron que un sujeto ubicado sobre una plataforma de fuerza, en posición bipedestada estática, exhibe pequeñas oscilaciones del centro de presión (CoP) y la cuantificación de estas fluctuaciones es esencial en la posturografía y de gran utilidad clínica (Schubert *et al.*, 2012; Schubert y Kirchner, 2014). Visser y colaboradores comentan que el CoP es una medida objetiva y cuantitativa del equilibrio y la inestabilidad postural (Visser Jasper *et al.*, 2008).

El modelo generado MAXIT traduce información presente en los datos de las variables de entrada en una forma que define los estados de la salida, en lo posible eliminando el ruido e ignorando la equivocación tanto como sea posible; para ello construyó 175 reglas de decisión con las variables seleccionadas, de tal manera que la mayor cantidad de información es transmitida, así como representativa de la variable de salida. Lo anterior indica que el modelo predictivo será altamente preciso y fiable. Se considera que es preciso cuando el modelo predice un valor lo más similar posible al valor de la salida; y fiable cuando el modelo será tan preciso como sea posible al aplicarlo a datos externos que han sido sacados de la misma población que los datos de entrenamiento. El modelo en cuestión al ser evaluado en tres conjuntos de datos presentó un promedio en precisión de 87 %, tasa de error de 13 %, sensibilidad de 84 %, especificidad de 90 %, razón de falsos positivos de 10 %, razón de falsos negativos de 16 %, exactitud de 90 %. El desempeño del modelo usando la prueba estadística de Kolmogorov-Smirnov fue, en promedio, 73,07 % para los tres conjuntos; se ratifica el excelente desempeño del modelo generado con Powerhouse™. Luego, el modelo obtenido se puede usar para observar estabilidad, pues es válido en la representación del sistema investigado; el desplazamiento ha sido usado durante décadas para proveer información sobre la estabilidad postural (Janusz *et al.*, 2016; Lemay *et al.*, 2014; Schubert *et al.*, 2012).

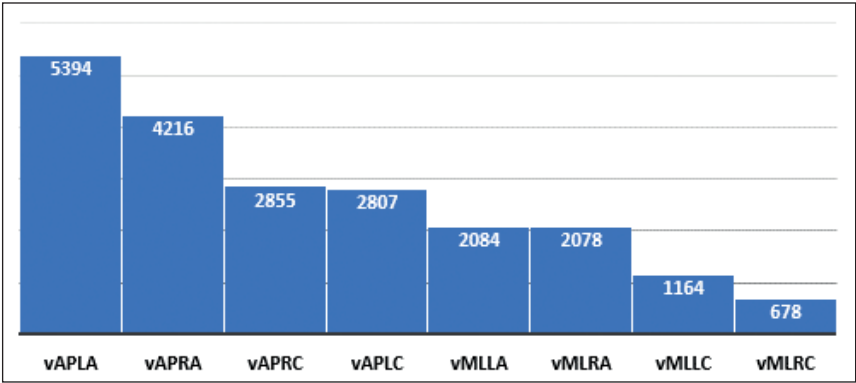
Velocidad

Se analizaron 440 728 datos concernientes a cuatro variables de entrada: vMLL (velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo), vAPL (velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo), vMLR (velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho), vAPR (velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho); cada variable con 110 182 datos, de los cuales 55 090 pertenecen al grupo de personas con amputación e igual valor al control.

La más alta cantidad de valores distintos en los datos se encontró en la variable de entrada vAPLA con 5394 valores distintos, luego en vAPRA con 4216, seguido por vAPRC con 2855, vAPLC con 2807, vMLLA con 2084, vMLRA con 2078, vMLLC con 1164 y vMLRC con 678; estas puntuaciones indican que la velocidad fue significativamente mayor en la dirección

antero-posterior para ambos grupos (figura 92). Además, que en el grupo de personas con amputación la velocidad del CoP en dirección AP de contralateral presenta alta inestabilidad, el sujeto se mueve rápidamente para ubicar el CoP y prevenir caídas; también muestran que fue significativamente mayor para los sujetos con amputación en ambas direcciones, se destaca que las diferencias entre los grupos fueron significativas. También, se observa la gran cantidad de valores distintos en el grupo de personas con amputación en dirección AP; en comparación con el grupo control, se fortalece la aseveración de Buckley *et al.* (2002), en consideración a que las personas con amputación tienen una estabilidad más deficiente comparados con los controles; asimismo, las personas con amputación presentan mayor esfuerzo para controlar el equilibrio en la dirección antero-posterior que en la dirección medial-lateral. Estos hallazgos resaltan la importancia del tobillo contralateral para mantener el equilibrio en situaciones que involucran movimientos corporales en el plano sagital.

Figura 92. Valores distintos de cada variable empleada en el análisis de velocidad del CoP



v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

La reducción del número de datos distintos llevada a cabo en la conversión de tipo de variable usando LIL, permitió obtener diez agrupaciones (*bins*) en cada variable, asegurando la mínima pérdida de información sobre la variable de salida. En las agrupaciones se alteraron los valores máximo, promedio y mínimo de los datos (tabla 28); sin embargo, las agrupaciones

representan las particularidades propias de los datos medidos, lo cual se corrobora con un valor superior al 91 % en la confianza (tabla 24).

Tabla 28. Comparación de los valores de variables de velocidad sin agrupar y agrupados

Variable	Sin agrupar			Agrupadas		
	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo	Valor máximo	Promedio	Valor mínimo
vMLLC	2,667	0,1572	0,016	2,666	0,292	0
vAPLC	9,609	0,7772	0,192	9,600	1,050	0
vMLRC	0,680	0,2260	0,057	0,690	0,234	0
vAPRC	3,924	1,0492	0,289	3,929	1,217	0
vMLLA	2,643	0,8136	0,217	2,650	0,830	0
vAPLA	24,744	6,5878	1,734	24,932	5,851	0
vMLRA	3,208	0,6642	0,194	3,300	0,728	0
vAPRA	10,857	2,0797	0,541	10,810	2,546	0

v: velocidad. ML: dirección medial-lateral. AP: dirección antero-posterior. L: lado izquierdo. R: lado derecho. C: grupo control. A: grupo de personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

Las cuatro variables de velocidad consideradas en la investigación afectan la estabilidad postural, de allí que en la selección de variables ninguna se descartó, pero la que incide mayormente sobre la estabilidad es la velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo (vAPL), donde se encuentra el lado no amputado; luego está la velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho (vMLR), sigue la velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo (vMLL) y, por último, la velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho (vAPR). Estos resultados sugieren que las personas con amputación difieren en las capacidades de control del equilibrio en un grado mayor que las personas sin amputación transtibial. La mayor variabilidad en el grupo de personas con amputación se debe a la modificación estructural

corporal como consecuencia de la amputación, también por la afectación de la propiocepción, por nombrar algunas causas que tienen un impacto en el control del equilibrio y también contribuyen a una menor homogeneidad (Tucker *et al.*, 2015).

La amputación es un proceso multifactorial asociado con cambios en el cuerpo humano de naturaleza anatómica y fisiológica, que conlleva cambios en el sistema nervioso central, el sistema nervioso periférico y el sistema musculoesquelético. Los cambios físicos y fisiológicos, relacionados con la amputación, se manifiestan en una reducción para mantener la estabilidad interna en presencia de factores externos asociados con una capacidad disminuida para mantener el equilibrio corporal. Los problemas para mantener el equilibrio corporal en presencia de factores ambientales adversos, junto con cambios en los sistemas nervioso y muscular, pueden ser responsables del aumento de caídas en esta población. Las personas con amputación tienen un mayor riesgo de caídas en comparación con las personas sin amputación transtibial (Kolarova *et al.*, 2013; Seth y Lamberg, 2017; Tucker *et al.*, 2015).

La relación entre entradas y salidas fue de 68%; esto permite generar un modelo explicativo y predictivo. El modelo de estabilidad construido en Powerhouse™, usando la máxima transferencia de información y que considera como variables de entrada las velocidades del CoP en ambas piernas y en dos direcciones, mostró alto desempeño, un valor promedio KS de 69,166% y precisión del 85% (tabla 26). La construcción y el desempeño de este modelo están acordes con los estudios anteriores que recomiendan diferentes procedimientos para obtener un conjunto de parámetros fiables para evaluar el comportamiento de las fluctuaciones posturales, entre los que se encuentran la velocidad del CoP. Algunos autores subrayan la importancia de la velocidad del CoP como el indicador más confiable de la migración del CoP, pues esta variable se correlaciona perfectamente con la longitud del CoP y proporciona información sobre la distribución de carga de peso en el pie (Janusz *et al.*, 2016; Lemay *et al.*, 2014; Schubert *et al.*, 2012).

Agrupamiento o *clustering*

La exploración de datos con *clustering* tiene varios usos, como se abordó en el capítulo 3, apartado *Clustering*. En el presente libro se utilizó, en el estudio

del comportamiento de estabilidad estática postural, con el objeto de evaluar su efectividad al detectar las características propias de un grupo de personas con amputación transtibial unilaterales; para ello, se crearon patrones visuales a partir de la exploración gráfica del comportamiento y de las relaciones del conjunto de datos, conformado por los datos de las mediciones en los dos grupos analizados: grupo de personas con amputación y grupo de personas sin amputación transtibial (control).

Se empleó el software Powerhouse™ (Dataxplore, 2006) por la capacidad que presenta para hallar los segmentos naturales existentes en los datos de forma completamente automática, pues posee algoritmos internos para calcular la información presente en cada dato y agruparlos en consideración a este valor. El software requiere conocer las variables de entrada únicamente, pues su modelo es no supervisado. Los clústeres proporcionados por Powerhouse™ son descubiertos, ya que explora la estructura de la información, es decir, indaga el mapa de información interno para revelar la estructura implícita; este mapa es indagado para descubrir todas las configuraciones posibles de clústeres y, en última instancia, determinar la mejor configuración. Mejor hace referencia a que la información contenida en cada grupo es lo más similar posible para todos los miembros del grupo, mientras que, al mismo tiempo, la diferencia entre grupos es lo más grande posible. De esta manera, se asegura que los miembros del clúster tengan lo más posible en común entre sí, en tanto que de manera simultánea los clústeres considerados en su conjunto tienen la máxima diferencia entre sí.

El estudio se realizó tanto para el desplazamiento del CoP como para la velocidad del desplazamiento del CoP.

Desplazamiento

En el análisis del desplazamiento del CoP se emplearon todos los datos recogidos en las mediciones, 441 040 valores, correspondientes a las cuatro variables mencionadas en apartados anteriores; sin embargo, se recuerdan para mayor comprensión (tabla 29). A los dos grupos de estudio se les asignó un número identificador: grupo control 1, grupo de personas con amputación 2.

Tabla 29. Datos analizados en el desplazamiento del CoP

Variable	Definición	Cantidad de datos total	Cantidad de datos control	Cantidad de datos PAT
dMLL	Ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo	110 260	55 130	55 130
dAPL	Ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo	110 260	55 130	55 130
dMLR	Ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho	110 260	55 130	55 130
dAPR	Ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho	110 260	55 130	55 130

PAT: personas con amputación transtibial.

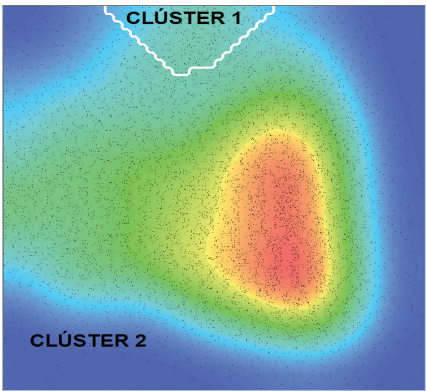
Fuente: elaboración propia.

Una vez los datos se cargaron en el software Powerhouse™, se creó el mapa de densidad donde se observa la distribución de los datos en un espacio bidimensional (figura 93). En este espacio de información, la distancia entre los datos es proporcional a la similitud del contenido de la información y la densidad de registros varía en la ubicación dentro del espacio. Los puntos negros representan la ubicación de los datos de las mediciones, cuando estas son similares, es decir, los valores que toman todas las variables que los identifican son parecidos, aparecen juntos. Cuanto más se parezcan más juntos estarán. Caso contrario, si dos datos son muy distintos ya no serán vecinos, sino que estarán situados en zonas separadas.

Cuando la densidad de puntos es alta, lo que quiere decir que en una misma zona se agrupa alta cantidad de datos con características similares, la zona toma el color rojo; el color azul resalta la zona con muy baja densidad; las zonas con densidades intermedias se indican con colores entre la escala del rojo y el azul. Con el fin de delimitar los distintos segmentos del espacio que contienen los datos, Powerhouse™ detecta las zonas de más baja densidad y traza las líneas de delimitación, líneas de color blanco.

Basado en la cantidad de información que posee cada clúster, el software identificó dos segmentos o agrupaciones y una zona con alta concentración de datos (zona de color rojo) (figura 93).

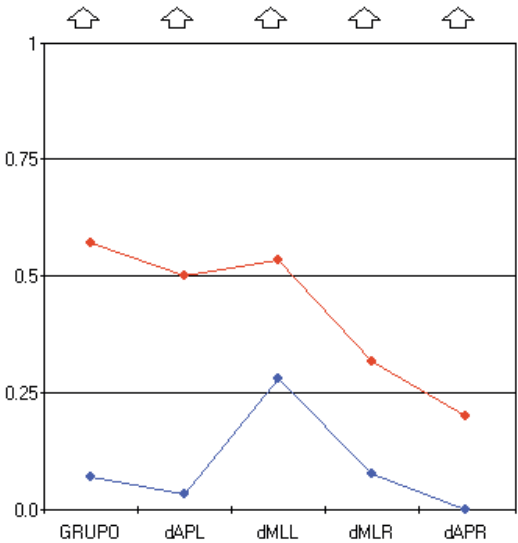
Figura 93. Representación gráfica de los datos de mediciones de desplazamiento del CoP en un espacio bidimensional



Fuente: elaboración propia.

Indagando en los clústeres se tienen casos similares. Esto indica la existencia de variables con valores parecidos. Para detectar cuáles son las variables que más cambian sus valores a través de todos los clústeres, se construyó el diagrama de espectro (figura 94).

Figura 94. Diagrama de espectro de los clústeres para el desplazamiento del CoP



La línea roja indica el clúster 1 y la azul el clúster 2. dMLL: ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo. dAPL: ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo. dMLR: ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho. dAPR: ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

El diagrama muestra una imagen general de qué tan bien los valores de las variables están proporcionalmente separados entre los grupos. Las variables se enumeran en orden de grado en el que los valores están separados por los grupos, desde la mayor separación a la izquierda (corresponde a la variable GRUPO) hasta la menor separación a la derecha. Cada agrupación está representada por una línea continua o trayectoria, que al inspeccionar proporciona una visión rápida e intuitiva de las diferencias en las características que describen a cada clúster. Para una variable, la separación entre los puntos de cada agrupación es proporcional a la distancia informativa (entrópica) entre los grupos; cuanto más separados estén los puntos para cualquier variable entre las agrupaciones, se pueden distinguir mejor los diferentes valores de la variable. El rango de una variable numérica se representa en el gráfico como un intervalo de 0 a 1, independientemente del valor real, con el fin de permitir la comparación entre las separaciones.

Adicional al diagrama, se generó una tabla donde se incluyen todas las variables, incluso la salida, y se representan como columnas de la tabla; allí se muestran los valores medios de las agrupaciones para cada variable (tabla 30).

Tabla 30. Valores medios de las variables de velocidad del CoP en los clústeres

Clúster	Grupo	dAPL	dMLL	dMLR	dAPR
1	0,069	0,279	0,056	0,093	0,481
2	0,571	3,145	0,295	0,452	1,725

dMLL: ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo. dAPL: ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo. dMLR: ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho. dAPR: ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Tanto en el diagrama de espectro (figura 94) como en la tabla 30, se describen dos clústeres, los cuales corresponden a los dos grupos estudiados. La variable de mayor diferencia entre los clústeres es el desplazamiento antero-posterior del lado izquierdo, que corresponde al contralateral (dAPL) y la de menor variación el desplazamiento antero-posterior del lado derecho, ipsilateral (dAPR).

Para observar en detalle la distribución de las variables en los clústeres, se realizó una comparación de clústeres (tabla 31). Se muestra el valor promedio, mínimo y máximo de cada variable en todo el conjunto de datos examinados, así como en cada uno de los clústeres.

Tabla 31. Comparación de clústeres evaluando el desplazamiento del CoP

Variable	Valor	Conjunto de datos	Clúster 1	Clúster 2
dAPL	Promedio (mm)	2,692	0,279	3,145
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	24,263	1,373	24,263
dMLL	Promedio (mm)	0,257	0,056	0,295
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	6,141	3,816	6,141
dMLR	Promedio (mm)	0,396	0,093	0,452
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	9,746	0,505	9,746
dAPR	Promedio (mm)	1,528	0,481	1,725
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	22,859	1,487	22,859

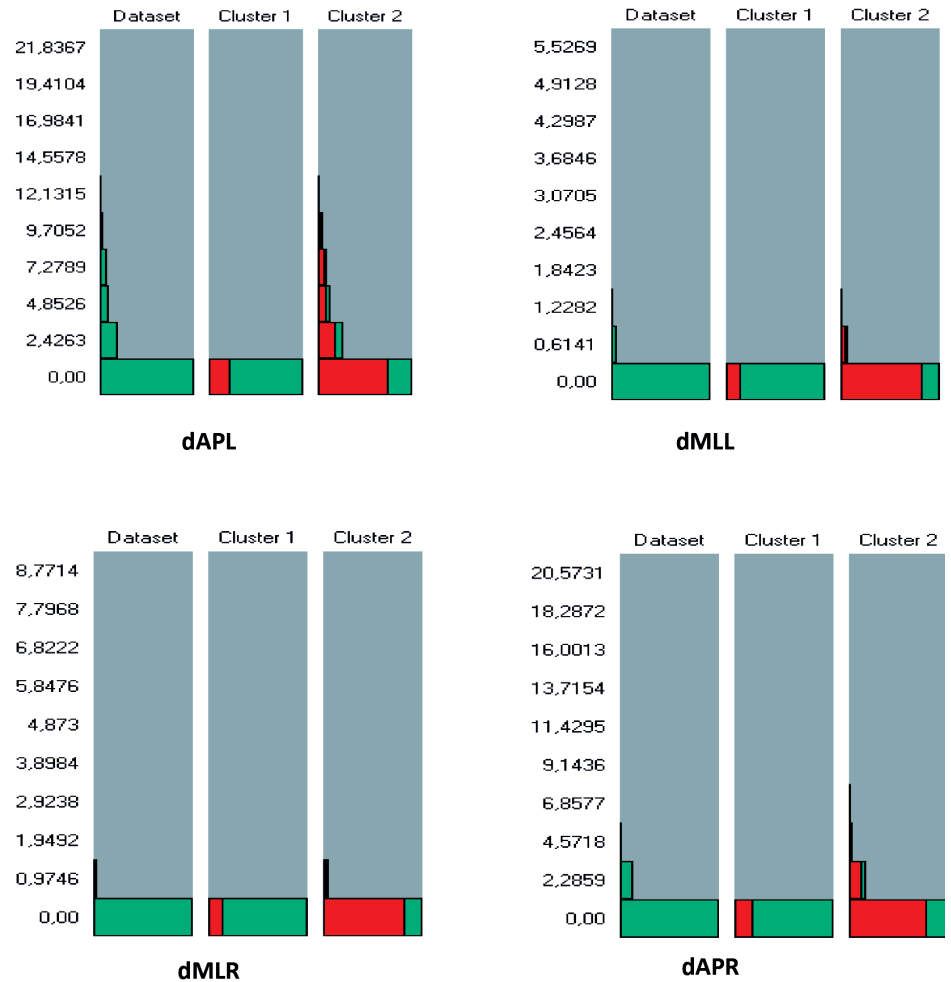
dMLL: ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo. dAPL: ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo. dMLR: ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho. dAPR: ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Los histogramas de la distribución de cada variable para todo el conjunto de datos y para cada clúster se dan a conocer en la figura 95. El eje izquierdo exhibe los valores reales de las variables, las barras verdes corresponden a la distribución relativa en cada grupo y las barras rojas la distribución real en cada grupo en comparación con la distribución del conjunto de datos completo. Dado que cualquier grupo representa una fracción del conjunto de datos, las barras rojas son necesariamente más cortas que las barras verdes de cualquier grupo. Se observa de manera clara que la variable

desplazamiento antero-posterior del lado izquierdo (dAPL) presenta mayor diferencia de distribución entre los dos clústeres, en comparación con las otras tres variables. En el clúster 1, la variabilidad de todas las variables es baja, entre tanto que en el clúster 2 es alta.

Figura 95. Histograma de la distribución de los datos en todo el conjunto y en cada clúster evaluando el desplazamiento del CoP

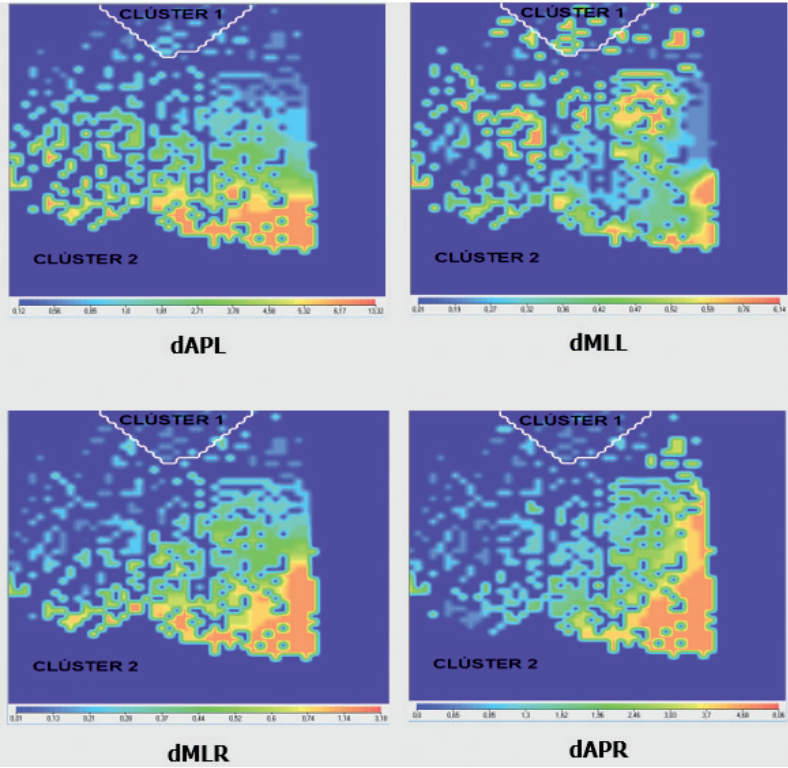


dMLL: ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo.
dAPL: ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo. dMLR: ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho. dAPR: ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

El mapa de calor de la variable dAPL revela que los datos están distribuidos en los dos clústeres; los valores altos de los datos están exclusivamente en el clúster 2; entretanto, los valores bajos se ubican en el clúster 1. En cuanto a la variable dMLL, los valores altos de los datos se reparten en los dos clústeres; existe superposición de valores de esta variable en los dos grupos de estudio. En la variable dMLR, los valores altos de los datos se concentran en el clúster 2, mientras que en el clúster 1 se agrupan los valores bajos; los valores medios se distribuyen en ambos clústeres. La variable dAPR exhibe aglomeraciones de valores altos de datos en el clúster 2, pero los valores bajos están distribuidos en los dos clústeres haciendo difícil la discriminación entre ellos (figura 96).

Figura 96. Mapas de calor de cada una de las variables considerando el desplazamiento del CoP



Las franjas inferiores muestran los valores de los datos. dMLL: ubicación medial-lateral del CoP del lado izquierdo. dAPL: ubicación antero-posterior del CoP del lado izquierdo. dMLR: ubicación medial-lateral del CoP del lado derecho. dAPR: ubicación antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Velocidad

El análisis de la velocidad del desplazamiento del CoP se realizó con 440 728 datos, donde se incluye la velocidad en dos direcciones y en cada pie —como se mencionó en apartados anteriores—. No obstante, se recuerdan los datos (tabla 20). A cada uno de los dos grupos de estudio se les estipuló un número identificador: grupo control es el número 1, grupo de personas con amputación el 2.

Tabla 32. Datos analizados en la velocidad del desplazamiento del CoP

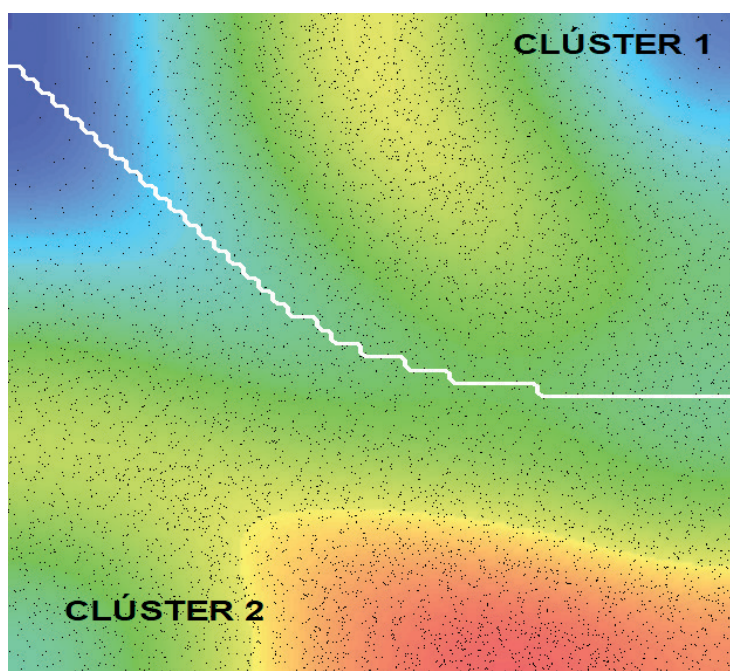
Variable	Definición	Cantidad de datos total	Cantidad de datos control	Cantidad de datos PAT
vMLL	Velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo	110 182	55 090	55 090
vAPL	Velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo	110 182	55 090	55 090
vMLR	Velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho	110 182	55 090	55 090
vAPR	Velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho	110 182	55 090	55 090

PAT: personas con amputación transtibial.

Fuente: elaboración propia.

Con los datos de velocidad en el software Powerhouse™ se llevó a cabo la realización del mapa de densidad, para observar tanto la distribución de variables en el espacio como las zonas de concentración; asimismo, para identificar la cantidad de clústeres, agrupaciones o conglomerados que se pueden discriminar. Se utilizó el método de agrupación entrópico, ya que toma como base la teoría de la información para determinar la distancia entre puntos y entre clústeres (figura 97).

Figura 97. Representación gráfica de los datos de velocidad del CoP en un espacio bidimensional

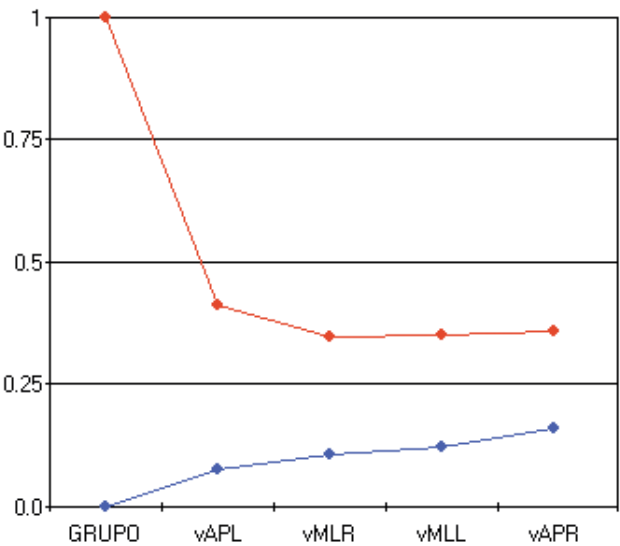


Fuente: elaboración propia.

Los datos se encuentran distribuidos por todo el espacio, pero no en forma regular, teniendo un punto fuerte de concentración en el clúster 2 y puntos medios y bajos en ambos clústeres. A partir de esta información, el software discrimina dos zonas, delimitadas con una línea blanca.

Con objeto de conocer el comportamiento de los clústeres se creó el diagrama de espectro (figura 98). El espectro organiza las variables de acuerdo con la mayor separación entre clústeres; el orden se muestra en forma descendente. Se aprecia que la variable con mayor distancia entre los clústeres es GRUPO; de las variables de entrada, la velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo (vAPL) presenta la mayor distancia de separación entre clústeres y la de menor distancia, la velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho (vAPR).

Figura 98. Diagrama de espectro de los clústeres para la velocidad del CoP



La línea roja indica el clúster 1 y la azul el clúster 2. vMLL: velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo. vAPL: velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo. vMLR: velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho. vAPR: velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Los valores medios que presenta cada variable en cada uno de los dos clústeres se dan a conocer en la tabla 33. Los valores medios de las variables en cada uno de los clústeres se encuentran distanciados ampliamente y los dos grupos se distinguen perfectamente.

Tabla 33. Valores medios de las variables de desplazamiento del CoP en los clústeres

Clúster	GRUPO	vAPL	vMLR	vMLL	vAPR
1	0	1,022	0,238	0,297	1,216
2	1	5,897	0,738	0,828	2,556

vMLL: velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo. vAPL: velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo. vMLR: velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho. vAPR: velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Se calcularon los valores promedio, máximo y mínimo de cada variable tanto en el conjunto de datos como en cada clúster, con el fin de visualizar en detalle el comportamiento de las variables (tabla 34).

Tabla 34. Comparación de clústeres evaluando el desplazamiento del CoP

Variable	Valor	Conjunto de datos	Clúster 1	Clúster 2
vAPL	Promedio (mm)	3,47	1,022	5,897
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	24,898	9,6	24,898
vMLR	Promedio (mm)	0,489	0,238	0,738
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	3,276	0,689	3,276
vMLL	Promedio (mm)	0,564	0,297	0,828
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	2,666	2,666	2,647
vAPR	Promedio (mm)	1,889	1,216	2,556
	Mínimo (mm)	0	0	0
	Máximo (mm)	10,81	3,92	10,81

vMLL: velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo. vAPL: velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo. vMLR: velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho. vAPR: velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho.

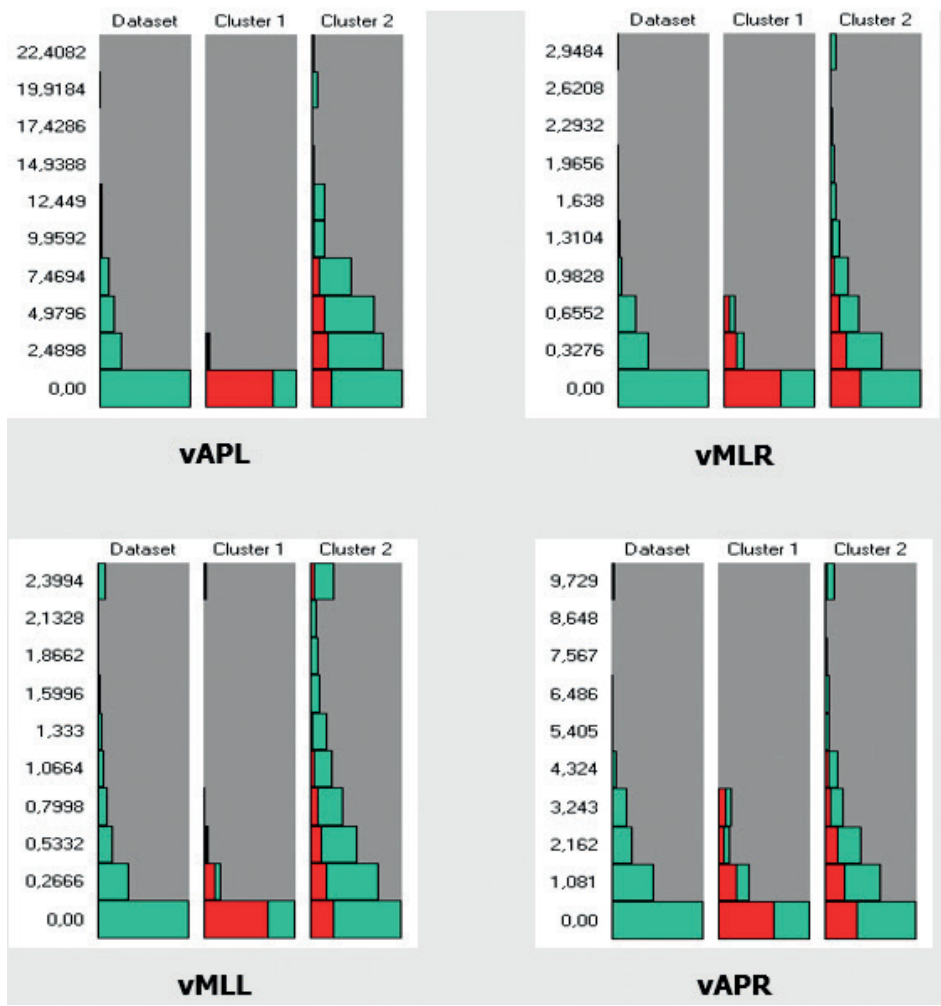
Fuente: elaboración propia.

La distribución de datos de cada variable en los clústeres se observó a través de histogramas (figura 99). El clúster 2 presenta mayor cantidad de datos diferentes en todas las variables en comparación con el clúster 1, siendo la variable vMLL, velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo, la de más alta variabilidad. En el clúster 1, la menor variabilidad la exhibe la variable vAPL, velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo.

Se construyeron mapas de calor de las diferentes variables, para así comprender el comportamiento de las variables en los clústeres; en el mapa se

exhibe gráficamente la manera de agruparse los datos de las variables, luego se conoce la variación de los datos en el espacio (figura 100). En todas las variables se presenta distinción entre clústeres; asimismo, los valores más altos se agrupan preferentemente en el clúster 2 y los valores bajos en el clúster 1; vMLR es la única variable que no presenta valores altos en el clúster 1.

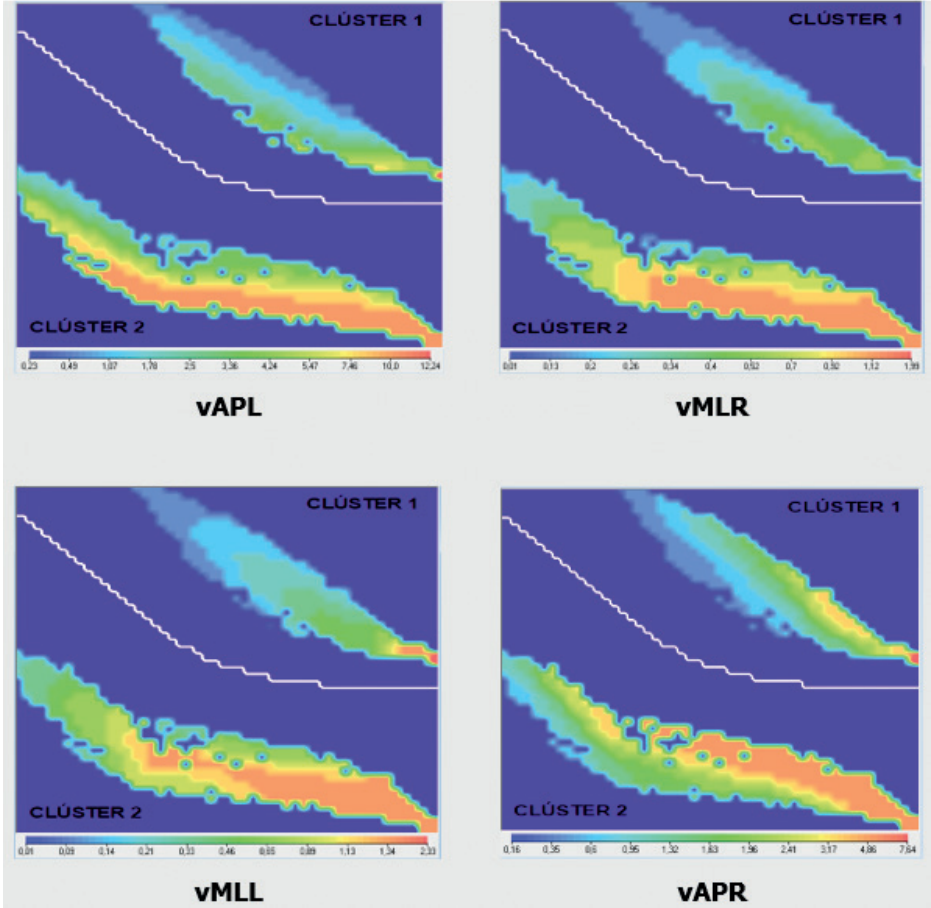
Figura 99. Distribución de los datos en todo el conjunto y en cada clúster evaluando el desplazamiento del CoP



vMLL: velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo. vAPL: velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo. vMLR: velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho. vAPR: velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Figura 100. Mapas de calor de cada una de las variables considerando la velocidad del CoP



Las franjas inferiores muestran los valores de los datos. vMLL: velocidad medial-lateral del CoP del lado izquierdo. vAPL: velocidad antero-posterior del CoP del lado izquierdo. vMLR: velocidad medial-lateral del CoP del lado derecho. vAPR: velocidad antero-posterior del CoP del lado derecho.

Fuente: elaboración propia.

Análisis de resultados

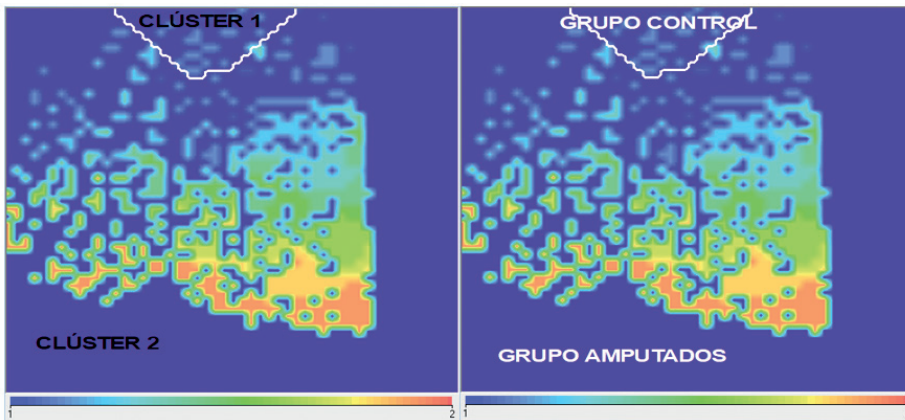
La estabilidad presentada por grupos de estudio analizando el CoP, ya sea en desplazamiento o velocidad, a través del uso de *clustering* requiere conformar agrupaciones con distancias bajas al interior de los grupos; es decir, alta compacidad, pero a la vez ser capaz de discernir entre diferentes condiciones de estabilidad y ostentar distancias altas entre grupos (Baig *et al.*, 2012). La validación de homogeneidad intraclúster y la separación interclúster de los

agrupamientos hacen uso de cantidades inherentes, tal como la cantidad de información que cada dato contiene, de esta forma se puede examinar la posibilidad de discriminar el comportamiento de condiciones establecidas de estabilidad.

Desplazamiento

La exploración con *clustering* reveló que dos agrupaciones caracterizan el contenido de información del conjunto de datos en términos de densidad, es decir, en las características comunes que presentan. Se observó la existencia de dos áreas con alta densidad de puntos, las cuales están claramente definidas. El mapa de calor de la variable GRUPO permite identificar el grupo de personas con amputación como el grupo dos, ya que 2 es el valor predominante en este grupo, mientras que el valor promedio del grupo uno es 1 que corresponde al grupo control. Así, los dos conglomerados identificados corresponden al grupo de personas con amputación y al grupo control (figura 101).

Figura 101. Clústeres de los grupos al analizar desplazamiento del CoP



El color azul corresponde al valor 1, con este número se identifican las personas del grupo control; mientras que el color rojo compete al número 2, con el cual se asocian las personas con amputación.

Fuente: elaboración propia.

El daño o la retroalimentación reducida a cualquiera de los sistemas sensoriales como resultado de una enfermedad o trauma afecta la estabilidad postural (Seth y Lamberg, 2017). De allí que varios autores, entre ellos Claret

et al. (2019), reportan que las personas con amputación unilateral de segmento inferior presentan un control postural deficiente en comparación con las personas sin amputación transtibial, exhibido en la dinámica del CoP durante la posición bipedestada estática, afirmación que se corrobora en el presente estudio, ya que el análisis con *clustering* reveló que existen diferencias relevantes entre las personas con amputación y controles; por ello, se detectaron los dos clústeres representativos de cada grupo.

Molero-Sánchez *et al.* (2015) afirman que el desplazamiento del CoP es determinante para el estudio de estabilidad y la distinción entre grupos; en su investigación reportaron que las personas con amputación mostraron valor alto de desplazamiento del CoP en comparación con las personas sin amputación transtibial. Igual resultado obtuvo el grupo de Kendell *et al.* (2010). Resultados acordes se obtuvieron en el análisis con *clustering*, pues los mapas de calor manifestaron que en tres de las variables (dAPL: desplazamiento antero-posterior en el lado izquierdo; dMLR: desplazamiento medial-lateral en el lado derecho; dAPR: desplazamiento antero-posterior en el lado derecho) los valores altos se ubican en la agrupación de personas con amputación.

Barnett *et al.* (2013) demostraron que los sujetos con amputación reducen el desplazamiento antero-posterior de ipsilateral en comparación con contralateral. En la indagación empleando *clustering* se llegó a igual conclusión, pues el desplazamiento antero-posterior del lado izquierdo (contralateral) es la variable que mayor discriminación hace entre las dos agrupaciones; además, presenta alta variabilidad en las personas con amputación. Esto indica que las personas con amputación ostentan menor estabilidad estática postural, en comparación con las personas sin amputación transtibial, y la compensación para mantener la estabilidad se da en el lado contralateral, ya que según Molero-Sánchez *et al.* (2015), la pierna intacta de las personas con amputación compensa las limitaciones mecánicas y la pérdida de somatosensibilidad de ipsilateral; estos resultados son confirmados por Ku *et al.* (2014) y Sinitski *et al.* (2016).

Al analizar los desplazamientos en las dos direcciones, AP y ML, Gibbons *et al.* (2019) hallaron que, en posición de bipedestación estática, el desplazamiento del CoP es mayor en AP; iguales resultados se produjeron

en el presente análisis, los valores altos en cada pie se dan en dirección AP, así como las mayores variaciones.

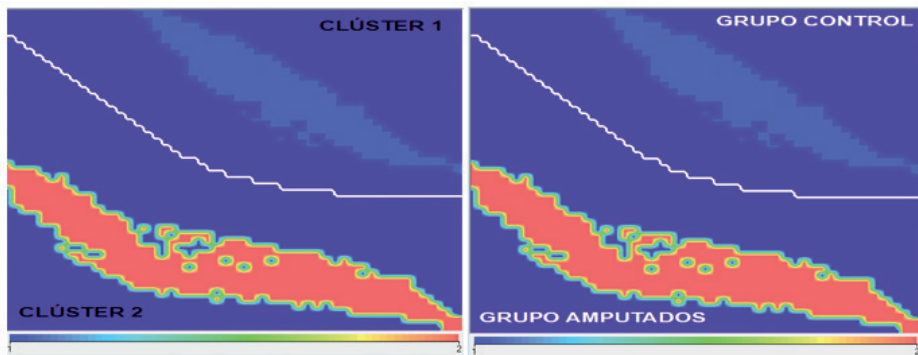
Finalmente, se destaca que la variable que mejor permite la discriminación entre los dos grupos es el desplazamiento antero-posterior de contralateral (dAPL), confirmando hallazgos realizados con otras técnicas de análisis, tal como la descrita al usar teoría de la información.

Velocidad

Según Molero-Sánchez *et al.* (2015), en el estudio de estabilidad postural otra medida del CoP a considerar es la velocidad, pues permite caracterizar grupos posturales. Esta opinión la comparten Baig *et al.* (2012), quienes concluyeron en su estudio que la velocidad del CoP es la mejor medida para evaluar la estabilidad postural.

En la exploración de la velocidad del CoP, al observar los clústeres para la variable de salida GRUPO, se distinguen claramente los dos grupos estudiados; asimismo, en los valores medios y el histograma. El mapa de calor presenta en el clúster 2 un valor de 2, mientras que en el clúster 1 se concentran los datos con valores de 1, de allí que el clúster 1 corresponde al grupo control y el clúster 2 al grupo de personas con amputación (figura 102). Los clústeres están claramente definidos y delimitados para cada grupo.

Figura 102. Clústeres de los grupos al analizar la velocidad del CoP



Fuente: elaboración propia.

Una vez identificados los clústeres con los grupos de estudio, se pudo establecer el comportamiento de la velocidad tanto en personas con amputación como

en controles. Curtze *et al.* (2012) revelaron que los mayores valores de velocidad del CoP se presentan en las personas con amputación en relación con las personas sin amputación transtibial; de igual manera, la dirección con altos valores de velocidad del CoP es la antero-posterior y en contralateral. Ellos aducen que este comportamiento se debe a que la pierna no amputada compensa el tobillo faltante en dirección antero-posterior (AP), aumentando el movimiento del tobillo. En la dirección medial-lateral (ML), las personas con amputación experimentan menor valor de velocidad del CoP, luego el empleo de estrategia de cadera es limitado, ya que los movimientos en dirección ML se asocian con la estrategia de cadera, tal como lo demostró Winter (1995). Hlavackova *et al.* (2011) observaron que la velocidad del CoP y la variabilidad de esta en contralateral es mayor a ipsilateral; una causa probable es que las personas con amputación unilateral descargan mayormente su peso corporal en el lado no amputado. Barnett *et al.* (2013) notaron que la velocidad del CoP en las personas con amputación es mayor en la dirección ML que en la AP; ellos aducen que puede ser consecuencia de la reducción de los requisitos de control postural dada por la amputación o del temor a sufrir una caída.

Los reportes citados se encuentran acordes con los hallazgos de la investigación de la velocidad del CoP, empleando *clustering* como medida de discriminación inter-grupos, ya que el histograma de las variables muestra alta variabilidad en el grupo de personas con amputación, así como valores elevados. Adicional, en ipsilateral, lado derecho en el presente estudio, los valores en AP son menores que en contralateral; mientras que en dirección ML ipsilateral es un poco mayor que en contralateral, confirmando el uso de la cadera en este lado para mantener estabilidad (Buckley *et al.*, 2002). Los ajustes de CoP presentes en contralateral son más bajos que en ipsilateral, esto refleja una señal de velocidad del CoP más regular.

Se resalta que los resultados de la influencia de la velocidad del CoP sobre la estabilidad analizados con la técnica descrita, se encuentran en concordancia con los resultados hallados haciendo uso de otros métodos de análisis y que se exponen en el presente texto.

Conclusiones

El análisis de la estabilidad postural estática se emplea en múltiples estudios, con el fin de entender las deficiencias del control postural en grupos de sujetos con patologías o disimetrías, como es el caso de las personas con amputación transtibial unilateral. En este grupo, en particular, los hallazgos de la presente investigación pueden ayudar proporcionando pautas para la alienación y fabricación de prótesis transtibiales, puesto que entrega información útil sobre la importancia de la realimentación somatosensorial y sensoriomotora en la estabilidad postural estática, factor que a futuro se deberá considerar seriamente en el diseño y uso de prótesis de extremidades inferiores.

Los individuos que sufren una amputación de sus extremidades inferiores presentan un deterioro funcional que afecta múltiples facetas de la vida, entre las que están la movilidad, actividades físicas y lúdicas y las actividades básicas de la vida diaria, por citar algunas. La capacidad de contar con una adecuada postura bípeda estática y una marcha estable resulta de gran importancia en la dinámica social y en la independencia personal para desarrollar actividades cotidianas, pues permite tener control postural. Para lograr estabilidad y autonomía es importante comprender todos los elementos que forman parte de la dinámica de la estabilidad en personas con amputación transtibial unilateral.

Existen numerosas medidas de centro de presión (CoP). Sin embargo, no se ha identificado una única medida óptima para su evaluación; entre las más empleadas está el desplazamiento y la velocidad del CoP, siendo esta última la medida más sensible, ya que permite diferenciar niveles de estabilidad entre grupos y es repetible para el mismo nivel de estabilidad. Como el desplazamiento y la velocidad del CoP son factores fundamentales en la

exploración de la estabilometría, su estudio permitió encontrar patrones de comportamiento en un grupo de personas con amputación transtibial unilaterales, como consecuencia de trauma por minas antipersonales.

Las series de tiempo del desplazamiento del CoP revelaron fluctuaciones irregulares y no estacionarias, como consecuencia de la afectación de la amputación en las acciones de control para mantener la estabilidad postural estática bípeda. Como se sabe, el control normal del equilibrio surge como resultado de interacciones complejas y una realimentación de los sistemas vestibular, visual y somatosensorial; apoyados del sistema sensoriomotor que incorpora todos los componentes aferentes, el proceso de integración y procesamiento central y las respuestas eferentes, con el objetivo de mantener la estabilidad funcional, incluyendo el control de las perturbaciones internas/externas para el mantenimiento del balance. Luego la capacidad de iniciar y modular una estrategia postural definida puede estar limitada en las personas con amputación, debido a la disponibilidad reducida de fuentes importantes de realimentación propioceptiva en su extremidad inferior amputada.

La estabilidad postural en diferentes situaciones de la vida se controla combinando estrategias posturales de tobillo y cadera, las cuales varían en magnitud y relación dependiendo de la necesidad que se tenga en el momento; en las personas con amputación unilateral de miembros inferiores, la capacidad de utilizar una estrategia de tobillo y de paso se ve gravemente afectada por la ausencia de la articulación natural, de allí la alta variabilidad tanto en el desplazamiento como en la velocidad del CoP en este grupo de pacientes durante la bipedestación estática. No obstante, a pesar de que la pierna protésica sirve para sostener el peso durante la bipedestación, la extremidad contralateral cobra vital importancia para realizar el control del equilibrio del individuo; de allí que la mayor variabilidad en el desplazamiento del CoP se da en el plano antero-posterior contralateral para accionar el control del tobillo anatómico, revelando una capacidad de equilibrio disminuida; ipsilateral aporta a la estabilidad con el movimiento de cadera, detectando una pequeña pero significativa variación del desplazamiento del CoP en dirección medial-lateral.

La reducción de la sensación cutánea en el muñón junto con una realimentación insuficiente del suelo (como resultado de la amputación), reduce

aún más la capacidad para controlar tanto el desplazamiento como la velocidad del CoP. La velocidad AP del CoP es significativamente mayor en contralateral en comparación con la ipsilateral, como consecuencia de la naturaleza móvil y multiaxial de la articulación anatómica del tobillo. Las personas con amputación tienen un mayor balanceo en comparación con las personas sin amputación transtibial, lo cual se evidencia en la alta variabilidad en las variables asociadas a la velocidad del CoP. Esta condición se puede reducir al realizar procesos de rehabilitación protésica, de allí la importancia de llevar a cabo investigaciones en el área de la estabilidad postural en personas con amputación transtibial.

Los parámetros derivados del análisis lineal del CoP indicaron que las personas con amputación transtibial unilateral exhibieron un mayor valor en todos los parámetros lineales en el dominio del tiempo calculados con respecto al grupo de personas sin amputación. Siendo la medida de la excursión, la velocidad y la amplitud promedio o desplazamiento del CoP que proporcionaron los datos más relevantes para la evaluación del mantenimiento del equilibrio en los pacientes.

El aumento en el desplazamiento del CoP y en la velocidad del CoP en los pacientes con amputación en sus extremidades inferiores durante la postura bípeda estática, produce un momento ya sea en dirección AP o ML, lo que aumenta la probabilidad de una caída. Por lo anterior, este tipo de análisis de estas variables lineales y no lineales de la estabilidad postural puede ser una herramienta útil para predecir caídas, no solo en población amputada en sus extremidades inferiores, sino también en adultos mayores cuyo control postural es reducido con el paso de los años y nos hace más susceptibles a caídas.

Los resultados de los análisis empleando variadas técnicas sugieren que adicional a la redistribución de la carga asimétrica, los pacientes con amputación desarrollan adaptaciones en su extremidad colateral e incluso en todo el sistema musculoesquelético para mantener la estabilidad postural. Por ejemplo, el estudio en frecuencia muestra que en contralateral el sistema somatosensorial y sensoriomotor, predomina en el control de esta pierna.

Por otro lado, la alta cantidad de datos recolectados durante la toma de muestras hace que se requiera un software y una computadora capaz de hacer

el procesamiento de estos; de allí el uso de Powerhouse™, pues provee las herramientas necesarias para el análisis empleando la teoría de la información, cumpliendo con los requisitos necesarios para esta investigación.

En cuanto al análisis no lineal, los hallazgos sugieren que la entropía MSE representa una herramienta eficaz para el análisis de series de tiempo del centro de presión (CoP), que se encuentran afectadas por la alteración del sistema del control postural; lo anterior, dada su relativa consistencia y capacidad para discriminar entre los grupos de estudio, debido a que esta herramienta permite evaluar la regularidad o previsibilidad de las series temporales. Aunque el análisis con la entropía MSE no se ha utilizado de forma amplia en las personas con amputación transtibial unilateral, los resultados aquí presentados sugieren que este parámetro es una medida fuerte y consistente que permite cuantificar la disfunción clínicamente relevante de los pacientes participantes del estudio.

El uso de la técnica de *clustering* demostró que la velocidad del CoP es el mejor discriminante en la caracterización de grupos en comparación con el desplazamiento del CoP; igual situación se presenta en el análisis con teoría de la información, lo cual es un gran aporte para futuros estudios relacionados con el tema abordado en este libro y que, además, se puede emplear en otro tipo de poblaciones.

La presente investigación expone que las medidas de entropía y otras no lineales discriminan, de mejor manera, el desplazamiento del CoP para el mantenimiento de la estabilidad postural estática con respecto a las medidas clásicas en el dominio tiempo-frecuencia para las personas con amputación transtibial unilateral, ya que la información brindada por el dominio del tiempo solo indica que la oscilación o balanceo es mayor, en especial, hacia el lado contralateral; información que se hace evidente y que hace muchos años se ha indicado, pero con los parámetros no lineales se tiene información más completa y cuantitativa del fenómeno. Aunque es evidente que para obtener las series de tiempo del CoP, se requieren laboratorios con personal experto en el área para realizar los análisis no lineales; se hace necesario, en investigaciones futuras, proponer soluciones que permitan obtener e incluir este tipo de análisis en el ámbito clínico para su aplicabilidad en la población de interés. Lo anterior, se debe a los sistemas no lineales que

permiten generar modelos predictivos que pueden ser empleados para pronosticar situaciones de afectación de la estabilidad asociados con problemas de equilibrio, tales como la enfermedad de Parkinson, consumo de drogas, enfermedades neurológicas, mal alineación de prótesis de miembro inferior, por citar algunas.

En general, las técnicas empleadas y analizadas en este caso de estudio son complementarias entre sí, todas entregan información valiosa sobre la estabilidad postural estática y los resultados arrojados por cada una de ellas se asemejan, lo cual evidencia la consistencia y veracidad de la investigación realizada.

Para el caso de estudio con el grupo de personas con amputación transtibial, el control de la estabilidad estática postural es un factor primordial durante el proceso de adaptación de una persona con amputación a la prótesis, pues permite que la persona con amputación se ponga de pie y realice actividades de desplazamiento de forma segura; por ello, este factor es tenido en cuenta en los programas de rehabilitación física. Establecer condiciones de estabilidad a partir del registro del CoP usando plantillas instrumentadas, así como llevar a cabo contrastaciones entre ambos segmentos inferiores para observar el nivel de adaptación protésica y verificar la alineación de la prótesis, haciendo uso de diversas técnicas de análisis, como las mostradas en este texto, brinda al personal de la salud e investigadores una excelente herramienta clínica para el diseño, desarrollo y mejoramiento de programas de rehabilitación, para que tengan mayor impacto y mejores resultados en las personas con amputación en sus extremidades inferiores.

A modo de resumen, se exponen aquellos parámetros que presentaron una mayor diferenciación entre los grupos de estudio, lo que permite caracterizar al grupo de personas con amputación y se sugieren sean tomadas en cuenta para su proceso de adaptación protésica y correcta rehabilitación:

Tipo de análisis	Parámetros	Observaciones
Lineal	Excursión, velocidad y rango	<p>El grupo de personas con amputación presenta una mayor oscilación del centro de presión, en gran medida, en la dirección AP para mantener su estabilidad postural, lo cual se evidenció en general en todos los parámetros lineales explorados; pero la mayor diferenciación entre los grupos de estudio se encontró en la excursión del CoP, velocidad del CoP y el rango del CoP.</p> <p>Lo anterior, producto de la eliminación de la información somatosensorial y sensoriomotora de la extremidad protésica, puesto que la respuesta neuromuscular desde la integración que se produce en la corteza motora se encuentra alterada, debido a la supresión de la información de entrada sensorial de este lado.</p>
	Densidad espectral de potencia	<p>La medida de la frecuencia permite reflejar los efectos del envejecimiento o la realización de algunas tareas en específico.</p> <p>En cuanto al componente frecuencial, se observó que el CoP se encuentra en una frecuencia inferior de 2 Hz con una fuerte potencia alrededor de la frecuencia de 0,2 Hz, la cual fue mayor para el grupo de personas con amputación en la dirección AP; lo anterior puede ser por la compensación que se debe hacer luego de la extirpación del segmento corporal.</p>
No lineal		<p>La aplicación de este parámetro apoya la idea de que una pérdida de regularidad o de complejidad que experimenta un sistema biológico se debe a un cambio en su estado normal o sano, el cual se caracteriza por los factores de enfermedad o envejecimiento.</p>
	Entropía multiescala (MSE)	<p>Con la MSE se puede indicar que el grupo de personas con amputación presentaron una mayor regularidad y predictibilidad en el CoP en las diferentes escalas de tiempo, lo que sugiere una mayor rigidez en el balanceo postural para mantener la posición estática erguida. Lo anterior puede ser producto de la utilización del miembro protésico y de la estrategia de cadera para mantener el control postural. Igualmente, puede indicar la alta probabilidad que tiene este grupo para sufrir una caída con respecto al grupo control.</p>

Tipo de análisis	Parámetros	Observaciones
No lineal	Teoría de la información	<p>Se realizó el análisis de estabilidad postural estática del desplazamiento del CoP y la velocidad del CoP empleando teoría de la información (TI). Debido a lo anterior, la TI muestra consistencia relativa y es poco sensible a las longitudes de las series de tiempo de datos, en comparación con otros métodos de análisis. Se crearon modelos basados en reglas de decisión que permiten establecer la diferencia entre los grupos estudiados.</p> <p>Al analizar el desplazamiento del CoP y la velocidad del CoP, los modelos generados permitieron distinguir patrones de la estabilidad en cada grupo, su rendimiento fue similar. Siendo la dirección AP de contralateral la de mayor impacto en cada modelo.</p> <p>De esta forma, se comprueba que el desempeño postural se ve afectado por diferentes factores, en el caso de estudio por la amputación transtibial.</p>
	Clustering	<p>La obtención de modelos tanto para el desplazamiento del CoP como para la velocidad del CoP, mediante la técnica de agrupamiento haciendo uso de cantidades inherentes de los datos, tal como la cantidad de información que cada dato contiene, ha permitido que se pueda realizar la validación de homogeneidad intra-clúster y la separación interclúster de los agrupamientos generados. De esta forma, se pudo discriminar el comportamiento de condiciones establecidas de estabilidad en los grupos de estudio.</p> <p>Sin embargo, con esta técnica se evidenció que la velocidad es mejor discriminante que el desplazamiento del CoP.</p> <p>En cuanto a la variable de mayor impacto en los modelos, se tiene la relacionada con el lado no amputado en dirección antero-posterior.</p>

Finalmente, es importante mencionar futuras investigaciones que permitan retroalimentar y complementar la presente investigación para el grupo de interés, dentro de las cuales se encuentran: la inclusión de la prueba del Test de Romberg con ojos cerrados, cuyo objetivo es eliminar la información proveniente del sistema visual para poder evaluar completamente la respuesta del sistema somatosensorial; evaluación de la respuesta del control postural al balance dinámico en actividades cotidianas; la comparación de la

evaluación de la estabilidad postural con un grupo control emparejado por género, edad y estatura. Asimismo, se proponen futuros estudios en donde se obtenga la entropía de la señal del CoP con un tiempo de registro más largo, mayor a 60 segundos y que se enfoquen en el análisis en la dirección AP, lo cual dará una mayor comprensión del fenómeno estudiado.

Referencias

- Agrawal, Y., John, C., Howard, H., Daniel, S. y Michael, S. (2011). The modified Romberg balance test: Normative data in U.S. adults. *Otology & Neurotology*, 8(32), 1309-1311. <https://geriatrictoolkit.missouri.edu/Agrawal-Romberg-EC-compliant-norms-2011.pdf>
- Al-Angari, H. M. y Sahakian, A. V. (2007). Use of sample entropy approach to study heart rate variability in obstructive sleep apnea syndrome. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(10), 1900-1904. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.889772>
- Alcaraz, R. y Rieta, J. J. (2009). Surface ECG organization analysis to predict paroxysmal atrial fibrillation termination. *Computers in Biology and Medicine*, 39(8), 697-706. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2009.05.004>
- Algaba del Castillo, J., de la Cruz Torres, B., Naranjo Orellana, J., Centeno Prada, R. A. y Beas Jiménez, J. de D. (2008). Análisis del equilibrio estático en sujetos sanos mediante el cálculo de la entropía muestral. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 1(3), 98-101.
- Aña-Pino, A., Apolo-Arenas, M. D., Moral-Blanco, J., Álvaro-de Diego, J. y Fernández Gutiérrez, C. (2015). Valoración del equilibrio postural en bipedestación-sedestación en sujetos sanos mediante acelerometría. Estudio piloto, *Fisioterapia*, 37(6), 271-278. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2014.12.004>. Online: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0211563815000097>
- Araya, L., Vergara, F., Arias, I., Fabré, H., Soxo, M. y Muñoz, C. (2013). Diferencias en equilibrio estático y dinámico entre niños de primero básico de colegios municipales y particulares subvencionados. *Revista Ciencias de la Actividad Física*, UCM, 15(1), 17-23.

- Arboix-Alió, J., Aguilera-Castells, J., Rey-Abella, F., Buscà, B. y Fort-Vanmeerhaeghe, A. (2018). RICYDE. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, XIV(54), 358-373. <https://doi.org/10.5232/ricyde2018.05406>. Introducción.
- Arévalo Márquez, J. D. y Sangurima Tenepaguay, C. X. (2020). *Prototipo de plantilla instrumentada para la adquisición de presión plantar y parámetros de marcha orientada a la prevención de úlceras en pie diabético*. Universidad Politécnica Salesiana.
- Arifin, N., Abu, N., Ali, S., Gholizadeh, H. y Wan, W. (2014a). Postural stability characteristics of transtibial amputees wearing different prosthetic foot types when standing on various support surfaces. *Scientific World Journal*. Vol. 2014, Article ID 856279, 6 pages. <https://doi.org/10.1155/2014/856279>
- Arifin, N., Abu, N., Ali, S. y Wan, W. (2014b). The effects of prosthetic foot type and visual alteration on postural steadiness in below-knee amputees. *BioMedical Engineering Online*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-23>
- Baig, S., Dansereau, R. M., Chan, A. D. C., Remaud, A. y Bilodeau, M. (2012). Cluster analysis of center-of-pressure measures. *International Journal of Electrical and Computer Engineering*, 1(1), 9-17. <https://doi.org/10.11159/ijecs.2012.002>
- Balaguer García, R., Pitarch Corresa, S., Baydal Bertomeu, J. M. y Morales Suárez-Varela, M. M. (2012). Posturografía estática con pruebas dinámicas. Utilidad de los parámetros biomecánicos en la valoración del paciente vestibular. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 63(5), 332-338. <https://doi.org/10.1016/j.otorri.2012.03.006>
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, C. y Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical context: Sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6(3), 246-270. <https://doi.org/10.1123/mcj.6.3.246>
- Barnett, C. T., Vanicek, N. y Polman, R. C. J. (2013). Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. *Gait & Posture*, 37(3), 319-325. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.023>
- Beltrán, I. (2008). Plantillas posturales exeroceptivas. *Revista IPP*, 12(2), 1-16. http://www.ub.edu/revistaipp/hemeroteca/2_2008/beltran_n2.pdf

- Bendat, J. S. y Piersol, A. G. (2012). *Random data: Analysis and measurement procedures*. Fourth edition. John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9781118032428>
- Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Jimeno, P., Borel, L. y Lacour, M. (2010). Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. *Current Aging Science*, 2(2), 135-149. <https://doi.org/10.2174/1874609810902020135>
- Bonnet, C. T. (2012). Broad stance conditions change postural control and postural sway. *Journal of Motor Behavior*, 44(2), 125-131. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.654526>
- Borg, F. G. y Laxåback, G. (2010). Entropy of balance--some recent results. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 7(38). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-38>
- Borisagar, K. R., Thanki, R. M., Sedani, B. S., Borisagar, K. R., Thanki, R. M. y Sedani, B. S. (2019). Fourier transform, short-time Fourier transform, and Wavelet transform. In *Speech enhancement techniques for digital hearing aids* (pp. 63-74). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-96821-6_4
- Bricot, B. (2008). Postura normal y posturas patológicas. *Revista IPP*, 12(2), 1-13. http://www.ub.edu/revistaipp/hemeroteca/2_2008/bricot_n2.pdf
- Buckley, J., O'Driscoll, D. y Bennett, S. (2002). Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *American Journal of Physical*. 81(Issue 1), 13-20. <https://doi.org/10.1097/00002060-200201000-00004>
- Busa, M. A., Jones, S. L., Hamill, J. y van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy identifies differences in complexity in postural control in women with multiple sclerosis. *Gait and Posture*, 45, 7-11. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.007>
- Busa, M. A. y van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science*, 5(Issue 1), 44-51. Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.018>
- Cabedo, J. y Roca, J. (2008). Evolución del equilibrio estático y dinámico desde los 4 hasta los 74 años. *Educación Física y Deportes*, 2(92), 15-25.

- Camacho-Navarro, J., Guzmán-López, R., Gómez, S. y Flórez, M. (2016). Comparison of the time domain windows specified in the ISO 18431 standards used to estimate modal parameters in steel plates. *Advances in Acoustics and Vibration*, Vol. 2016, Article ID 3837971, 7 pages. <https://doi.org/10.1155/2016/3837971>
- Carpenter, M. G., Frank, J. S., Winter, D. A. y Peysar, G. W. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait and Posture*, 13(1), 35-40. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00093-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00093-X)
- Catarino, A., Churches, O., Baron-Cohen, S., Andrade, A. y Ring, H. (2011). Atypical EEG complexity in autism spectrum conditions: A multiscale entropy analysis. *Clinical Neurophysiology*, 122(12), 2375-2383. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.05.004>
- Cavalheiro, G. L., Almeida, M. F. S., Pereira, A. A. y Ndrade, A. O. (2009). Study of age-related changes in postural control during quiet standing through Linear Discriminant Analysis. *BioMedical Engineering OnLine*, 8(35), 1-13. <https://doi.org/doi:10.1186/1475-925X-8-35>
- Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S. y Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: A methodological report. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(42). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-42>
- Cervera-Garvi, P. (2020). Diseño de proyecto de investigación. Comparación entre tres sistemas de obtención de presiones plantares determinando su fiabilidad y su especificidad. *Revista Ibero-Americana de Podología*, 2(1), 94.
- Chakrabarti, S., Cox, E., Frank, E., Güting, R. H., Han, J., Jiang, X., Kamber, M., Lightstone, S. S., Nadeau, T., Pyle, D., Neapolitan, R. E., Refaat, M., Schneider, M., Teorey, T. J. y Witten, I. H. (2009). *Data mining. Know it all*. Morgan Kaufmann Publishers (ed.). Elsevier Inc.
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z. y Findley, T. (2011). Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods-A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(1), 82-91. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.003>
- Chávez, M. A. (2016). *Ejercicio físico y su efecto sobre el equilibrio en las actividades funcionales, en pacientes adultos mayores del Hospital Geriátrico San José-Lima*. Tesis de licenciatura en Tecnología Médica en Terapia Física y Rehabilitación. Universidad Nacional Mayor de San Marcos <https://>

- cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12672/5000/Chavez_cm.pdf?sequence=3&isAllowed=y
- Chen, M. S. y Jiang, B. C. (2014). Resistance training exercise program for intervention to enhance gait function in elderly chronically ill patients: Multivariate multiscale entropy for center of pressure signal analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2014, Article ID 471356, 10 pages. <https://doi.org/10.1155/2014/471356>
- Chen, X., Yin, C. y He, W. (2013). *Feature extraction of gearbox vibration signals based on EEMD and sample entropy*. Publisher: IEEE. Conferences - 2013, 10th. International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery, FSKD, 23-25 July 2013, 811-815. <https://doi.org/10.1109/FSKD.2013.6816305>
- Cifuentes, C., Perdomo, O. y Argothy, R. (2017). Patrones biomecánicos de referencia para el diagnóstico temprano de trastornos del equilibrio: estudio piloto. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 38(1), 93-102.
- Claret, C. R., Herget, G. W., Kouba, L., Wiest, D., Adler, J., von Tscharnner, V., Stieglitz, T. y Pasluosta, C. (2019). Neuromuscular adaptations and sensorimotor integration following a unilateral transfemoral amputation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(115). <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0586-9>
- Collado, V. S. (2005). Plataformas dinamométricas. Aplicaciones. *Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud*, 3, 1-18.
- Cordero-Civantos, C. y Calle-Cabanillas, M. I. (2017). Primeros pasos en la posturografía dinámica computarizada. *Revista ORL*, 9(3), 227-237. <https://doi.org/10.14201/orl.17370>
- Costa, M., Priplata, A. A., Lipsitz, L. A., Wu, Z., Huang, N. E., Goldberger, A. L. y Peng, C. K. (2007). Noise and poise: Enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance-based therapy. *EPL*, 77(6). <https://doi.org/10.1209/0295-5075/77/68008>
- Costa, M., Goldberger, A. L. y Peng, C.-K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical Review Letters*, 89(6), 68-102. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.89.068102>
- Costa, M., Goldberger, A. L. y Peng, C. K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. - Statistical, nonlinear, and soft matter physics. *Physical Review E*, 71(2), 1-18. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.71.021906>

- Cover, T. M. y Thomas, J. A. (1991). *Elements of information theory telecommunication*. D. Schilling (ed.), 3^{ra} ed. John Wiley & Sons, Inc.
- Curtze, C., Hof, A. L., Postema, K. y Otten, B. (2012). The relative contributions of the prosthetic and sound limb to balance control in unilateral transtibial amputees. *Gait & Posture*, 36(2), 276-281. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.010>
- Dataxplora. (2006). Powerhouse. Dataxplora. De los datos a la acción. <http://dataxplora.com.ar/powerhouse/>
- Donker, S., Roerdink, M., Greven, A. y Beek, P. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1-11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>
- Duarte, M. y Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev. Bras. Fisioterapia*, 14(3), 183-192. PMID: 20730361. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20730361/>
- Echeverry, I. D. (2018). *Diseño e implementación de una plantilla instrumentada para el monitoreo de la presión plantar*. Universidad Tecnológica de Bolívar, Cartagena, Colombia. <https://biblioteca.utb.edu.co/notas/tesis/0073638.pdf>
- Ellemborg, D., Luke, C. H., Steve, M., Guskiewicz, K. y Steven, B. (2009). Advances in sport concussion assessment: From behavioral to brain imaging measures. *Journal of Neurotrauma*, 26(12), 2365-2382. <https://doi.org/10.1089/neu.2009.0906>
- Farsad, N., Guo, W. y Eckford, A. W. (2013). Tabletop molecular communication: Text messages through chemical signals. *PLoS ONE*, 8(12). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0082935>
- Ferdjallah, M., Harris, G. F. y Wertsch, J. J. (1997). *Instantaneous spectral characteristics of postural stability using time-frequency analysis*. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. "Magnificent milestones and emerging opportunities in medical engineering" (Cat. No. 97CH36136), 4, 1675-1678. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1997.757042>
- Ferrario, M., Signorini, M. G., Magenes, G. y Cerutti, S. (2006). Comparison of entropy-based regularity estimators: Application to the fetal heart rate signal for the identification of fetal distress. *IEEE Transactions*

- on *Biomedical Engineering*, 53(1), 119-125. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.859809>
- Ferreira, M. (2011). *La información como marco de referencia*. <http://powerhousedm.blogspot.com/2011/09/la-informacion-como-marco-de-referencia.html>
- Fort Vanmeerhaeghe, A. y Romero Rodríguez, D. (2013). Rol del sistema sensoriomotor en la estabilidad articular durante las actividades deportivas. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 48(178), 69-76. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apunts.2012.09.002>
- Fort Vanmeerhaeghe, A., Romero Rodríguez, D., Tutusaus, C., Calafat, C. B., Lloret Riera, M. y Montañola Vidal, A. (2009). Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. *Apunts. Med. Esport.*, 162, 74-81. [https://doi.org/10.1016/S1886-6581\(09\)70112-4](https://doi.org/10.1016/S1886-6581(09)70112-4)
- Francino, G. F., Jiménez, S. R., Coloma, C. C. de J., Delgado, D. C. y Verdugo, D. F. (2020). Efectos de un programa de ejercicios de control postural en el equilibrio corporal y precisión de lanzamiento en tiro con arco en categoría infantil y cadetes. *Retos*, 37, 291-296.
- Gallardo, J. A. (2021). *Análisis clúster*. Universidad de Granada. <https://www.ugr.es/~gallardo/>
- García, J. J. (2016). *Análisis de los procesos de integración neurosensorial implicados en el control de la estabilidad postural en pacientes con disfunción cráneo-mandibular*. Universitat Internacional de Catalunya.
- García-López, J. y Rodríguez-Marroyo, J. A. (2015). Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano. En P. Pérez-Soriano y S. Llana-Belloch. *Biomecánica básica: aplicada a la actividad física y al deporte* (pp. 99-129). Edit. Paidotribo. https://www.researchgate.net/publication/309579800_Equilibrio_y_estabilidad_del_cuerpo_humano#fullTextFileContent
- García, J. y Rodríguez, J. A. (2015). *Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano* (pp. 99-129). Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Badalona: Paidotribo. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4875990> // <http://buleria.unileon.es/handle/10612/9322>
- García, J. y Rodríguez, J. A. (2016). Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano. En *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y al deporte* (pp. 2-37). Edit. Paidotribo. https://www.researchgate.net/publication/309579800_Equilibrio_y_estabilidad_del_cuerpo_humano

- García, K., Franco, H., Castaño, D. M., Flórez, R. D. y Gómez, J. I. (2017). Diseño e implementación de sistema de plantilla para medición de presiones y cinemática del pie. *Revista Colombiana de Rehabilitación*, 13(1), 72-79. <https://doi.org/10.30788/RevColReh.v13.n1.2014.32>
- Giacomozzi, C. y Uccioli, L. (2013). Learning from experience: A simple effective protocol to test footwear prescriptions for the Diabetic foot by using the Pedar system. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 6(05), 45-57. <https://doi.org/10.4236/jbise.2013.65A008>
- Gibbons, C. T., Amazeen, P. G. y Likens, A. D. (2019). Effects of foot placement on postural sway in the anteroposterior and mediolateral directions. *Motor Control*, 23(2), 149-170. <https://doi.org/10.1123/mc.2017-0074>
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C. K. y Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 99(Suppl. 1), 2466-2472. <https://doi.org/10.1073/pnas.012579499>
- Golomer, E., Dupui, P. y Monod, H. (1997). Sex-linked differences in equilibrium reactions among adolescents performing complex sensorimotor tasks. *Journal of Physiology Paris*, 91(2), 49-55. [https://doi.org/10.1016/S0928-4257\(97\)88937-1](https://doi.org/10.1016/S0928-4257(97)88937-1)
- Gow, B., Peng, C.-K., Wayne, P. y Ahn, A. (2015). Multiscale entropy analysis of center-of-pressure dynamics in human postural control: Methodological considerations. *Entropy*, 17(12), 7926-7947. <https://doi.org/10.3390/e17127849>
- Gruber, A. H., Busa, M. A., Gorton, G. E., van Emmerik, R. E. A., Masso, P. D. y Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*, 34(1), 13-18. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.015>
- Guimarães, D. (2015). *Caracterización de las oscilaciones del centro de presión en el control postural mediante métodos procedentes de la teoría de sistemas complejos no lineales*. Universidad de las Palmas de Gran Canaria.
- Gutiérrez de Tena Ramos, L., Gutiérrez de Tena Ramos, M. y Hernández Candelario, A. (2010). *Valoración del rendimiento deportivo bloque: equilibrio*. <https://es.slideshare.net/alcahuetilla2010/pruebas-para-medir-el-equilibrio-de-las-personas>

- Haid, T. y Federolf, P. (2018). Human postural control: Assessment of two alternative interpretations of center of pressure sample entropy through a principal component factorization of whole-body kinematics. *Entropy*, 20(1), 30. <https://doi.org/10.3390/e20010030>
- Harte, J. y Newman, E. A. (2014). Maximum information entropy: A foundation for ecological theory. *Trends in Ecology and Evolution*, 29(7), 384-389. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.tree.2014.04.009>
- Hlavackova, P., Franco, C., Diot, B. y Vuillerme, N. (2011). Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: New insights using entropy. *PLoS ONE*, 6(5), 1-4. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0019661>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(Suppl. 2), 7-11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Hornero, R., Álvarez, D., Abásolo, D., del Campo, F. y Zamarrón, C. (2007). Utility of approximate entropy from overnight pulse oximetry data in the diagnosis of the obstructive sleep apnea syndrome. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(1), 107-113. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.883821>
- Howcroft, J., Lemaire, E. D., Kofman, J. y Kendell, C. (2016). Understanding responses to gait instability from plantar pressure measurement and the relationship to balance and mobility in lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics*, 32, 241-248. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.11.004>
- Howedi, A., Lotfi, A. y Pourabdollah, A. (2019). Exploring entropy measurements to identify multi-occupancy in activities of daily living. *Entropy*, 21(4), 416. <https://doi.org/10.3390/e21040416>
- Hunt, B. R., Lipsman, R. L. y Rosenberg, J. M. (2006). *A guide to MATLAB: for beginners and experienced users*. Cambridge University Press.
- Ihlen, E. A. F., Skjæret, N. y Vereijken, B. (2013). The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway. *Journal of Biomechanics*, 46(3), 484-490. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.10.016>
- Janusz, B. W., Beck, M., Szczepańska, J., Sadowska, D., Bacik, B., Juras, G. y Słomka, K. J. (2016). Directional measures of postural sway as predictors of balance instability and accidental falls. *Journal of Human Kinetics*,

- 52(1), 75-83. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0195>Jiang, B. C., Yang, W. H., Shieh, J. S., Fan, J. S. Z. y Peng, C. K. (2013). Entropy-based method for CoP data analysis. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 14(3), 227-246. <https://doi.org/10.1080/1463922X.2011.617109>
- Juan García, F. (marzo 2017). Valoración de la postura y el equilibrio mediante posturografía. Aplicaciones en rehabilitación. *Técnicas Instrumentales Diagnósticas y Terapéuticas*. https://www.researchgate.net/publication/316588272_valoracion_de_la_postura_y_el_equilibrio_mediante_posturografia_aplicaciones_en_rehabilitacion
- Kamali, M., Karimi, M. T., Eshraghi, A. y Omar, H. (2013). Influential factors in stability of lower-limb amputees. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 92(12), 1110-1118. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31829b4b7a>
- Kang, H. G., Costa, M. D., Priplata, A. A., Starobinets, O. V., Goldberger, A. L., Peng, C. K., Kiely, D. K., Cupples, L. A. y Lipsitz, L. A. (2009). Frailty and the degradation of complex balance dynamics during a dual-task protocol. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 64(12), 1304-1311. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp113>
- Kendell, C., Lemaire, E. D., Dudek, N. L. y Kofman, J. (2010). Indicators of dynamic stability in transtibial prosthesis users. *Gait & Posture*, 31(3), 375-379. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.003>
- Kirchner, M. (2013). *Characterising postural sway fluctuations in humans using linear and nonlinear methods*. In undefined. Universidad Goethe en Frankfurt am Main.
- Klimiec, E., Zaraska, K., Piekarski, J., Guzdek, P., Kołasczyński, G. y Jasiewicz, B. (2016). Durable sensors for measurement of foot plantar pressure with piezoelectric polyvinylidene fluoride foil. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 247, 504-513. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2016.07.010>
- Kolarova, B., Janura, M., Svoboda, Z. y Elfmark, M. (2013). Limits of stability in persons with transtibial amputation with respect to prosthetic alignment alterations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2234-2240. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.05.019>
- Ku, P. X., Azuan, N., Osman, A., Abu, W. y Wan, B. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait & Posture*, 39, 672-682.

- Lafuente, R. y Belda, J. M. (1997). Análisis del equilibrio con plataformas de fuerzas. *Revista de Biomecánica*, 17, 23-28. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5127960>
- Lake, D. E., Richman, J. S., Pamela Griffin, M. y Randall Moorman, J. (2002). Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 283(3), 52-53; 789-797. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00069.2002>
- Laufer, Y., Barak, Y. y Chemel, I. (2006). Age-related differences in the effect of a perceived threat to stability on postural control. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(5), 500-504. <https://doi.org/10.1093/gerona/61.5.500>
- Leddy, A. L., Crowner, B. E. y Earhart, G. M. (2011). Functional gait assessment and balance evaluation system test: Reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with parkinson disease who fall. *Physical Therapy*, 91(1), 102-113. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100113>
- Lemay, J.-F., Gagnon, D. H., Nadeau, S., Grangeon, M., Gauthier, C. y Duclos, C. (2014). Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11(8). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-8>
- Lescano, C., Rodrigo, R. y Rodrigo, S. (2015). Desarrollo de un sistema de registro dinámico de presiones plantares. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, 19(1), 49-58.
- Li, W., Shen, X. y Li, Y. (2019). A comparative study of multiscale sample entropy and hierarchical entropy and its application in feature extraction for ship- radiated noise. *Entropy*, 21(8), 793. <https://doi.org/10.3390/e21080793>
- Li, Y., Chen, X., Yu, J., Yang, X. y Yang, H. (2019). The data-driven optimization method and its application in feature extraction of ship-radiated noise with sample entropy. *Energies*, 12(3), 359. <https://doi.org/10.3390/en12030359>
- Lipsitz, L. A. (2002). Dynamics of stability: The physiologic basis of functional health and frailty. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(Issue 3), B115-B125. <https://doi.org/10.1093/gerona/57.3.B115>

- Lipsitz, L. A. y Goldberger, A. L. (1992). Loss of 'complexity' and aging: Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 267(13), 1806-1809. <https://doi.org/10.1001/jama.1992.03480130122036>
- Loughlin, P. J. y Redfern, M. S. (2001). Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 9(1), 24-30. <https://doi.org/10.1109/7333.918273>
- Luengas, L. A. (2016). *Modelo de alineación estática para prótesis transtibiales*. Pontificia Universidad Javeriana.
- Luengas, L. A. y Toloza, D. C. (2019). *Análisis de estabilidad en amputados transtibiales unilaterales*. Editorial Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
- Luengas, L. A. y Toloza, D. C. (2019). *Estabilidad en amputados transtibiales unilaterales*. Editorial Universidad Distrital Francisco José de Caldas.
- Luengas, L. A. y Toloza, D. C. (2020a). Análisis frecuencial y de la densidad espectral de potencia de la estabilidad de sujetos amputados. *TecnoLógicas*, 23(48), 1-16. <https://doi.org/10.22430/22565337.1453>
- Luengas, L. A. y Toloza, D. C. (2020b). Aplicación de la transformada wavelet en el análisis de la estabilidad en amputados transtibiales. *Investigación e Innovación en Ingenierías*, 8(1), 214-225. <https://doi.org/10.17081/invinno.8.1.3640>
- Madeleine, P., Prietzel, H., Sværre, H. y Arendt-Nielsen, L. (2004). Quantitative posturography in altered sensory conditions: A way to assess balance instability in patients with chronic whiplash injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(3), 432-438. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.03.003>
- Manor, B., Costa, M. D., Kun, H., Newton, E., Starobinets, O., Hyun, G. K., Peng, C. K., Novak, V. y Lipsitz, L. A. (2010). Physiological complexity and system adaptability: Evidence from postural control dynamics of older adults. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1786-1791. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00390.2010>
- Maravall, D. (1993). Algoritmos de agrupación de clases (*clustering*). En *Reconocimiento de formas y visión artificial*. RA-MA.

- Martín-Casado, L., Avendaño-Coy, J., López Elvira, J. L., Fernández Rodríguez, J. M., Alegre, L. M. y Aguado, X. (2010). Diferencias en test de equilibrio estático entre las extremidades con y sin bostezo articular de tobillo. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 45(167), 161-168. <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2009.10.001>, <https://www.apunts.org/en-pdf-X0213371710545609>
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Cuevas-García, J. C. y Sánchez-Barrado, E. (2007). Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*, 41(4), 155-160. [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(07\)75509-3](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(07)75509-3)
- Martínez López, E. J. (2003). Valoración del equilibrio. Resultados y análisis estadístico en educación secundaria. *Revista Digital EF Deportes*, 9(64), 10.
- Maurer, C. y Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(1), 189-200. <https://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
- Miller, W. C., Speechley, M. y Deathe, B. (2001). The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1031-1037. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24295>
- Moghadam, M., Ashayeri, H., Salavati, M., Sarafzadeh, J., Taghipoor, K. D., Saeedi, A. y Salehi, R. (2011). Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: Effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait and Posture*, 33(Issue 4), 651-655. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.016>
- Molero-Sánchez, A., Molina-Rueda, F., Alguacil-Diego, I. M., Cano-de la Cuerda, R. y Miangolarra-Page, J. C. (2015). Comparison of stability limits in men with traumatic transtibial amputation and a nonamputee control group. *PM and R*, 7(2), 123-129. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.953>
- Montañola Vidal, A. (2014). *Medida del equilibrio estático en corredores de maratón mediante baropodometría optométrica*. Universitat Ramon Llull.
- Montesinos, L., Castaldo, R. y Pecchia, L. (2018). On the use of approximate entropy and sample entropy with centre of pressure time-series. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(116). <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0465-9>

- Nagymáté, G. (2019). *Stabilometric parameter analyses and optical based motion analysis*. Budapest University of Technology and Economics. <https://repozitorium.omikk.bme.hu/bitstream/handle/10890/13159/ertekezes.pdf?sequence=2&isAllowed=y>
- Nagymáté, G. y Kiss, R. M. (2016). Parameter reduction in the frequency analysis of center of pressure in stabilometry. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, 60(4), 238-246. <https://doi.org/10.3311/PPme.8999>
- Nagymáté, G., Orlovits, Z. y Kiss, R. M. (2019). Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set. *PLoS ONE*, 13(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195995>
- Nederhand, M., Van, E., Der, H. y Rietman, H. (2012). Dynamic balance control (DBC) in lower leg amputee subjects. Contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 40-45. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.008>
- Neptune, R. R. y McGowan, C. P. (2011). Muscle contributions to whole-body sagittal plane angular momentum during walking. *Journal of Biomechanics*, 44(1), 6-12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.015>
- Nicolaou, N. y Georgiou, J. (2011). The use of permutation entropy to characterize sleep electroencephalograms. *Clinical EEG and Neuroscience*, 42(1), 24-28. <https://doi.org/10.1177/155005941104200107>
- Novel.de. (2019). The pedar® system. Novel GmbH. <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>
- Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A. y Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 22(2), 328-332. <https://doi.org/10.2337/diacare.22.2.328>
- Oppenheim, A. V. y Schafer, R. W. (2012). *Tratamiento de señales en tiempo discreto*. 3ª ed. Prentice-Hall. <http://pearson.es/españa/TiendaOnline/es-ebook-9788483228043>
- Oskoei, M. A. y Hu, H. (2008). Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(8), 1956-1965. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.919734>
- Peng, C. K., Costa, M. y Goldberger, A. L. (2009). Adaptive data analysis of complex fluctuations in physiologic time series. *Advances in Adaptive Data Analysis*, 1(1), 61-70. <https://doi.org/10.1142/S1793536909000035>

- Petrocci, K. E. y Cárdenas, R. P. (2011). La medición del control postural con estabilometría - una revisión documental. *Revista Colombiana de Rehabilitación*, 10, 16-24.
- Peydro de Moya, M., Baydal Bertomeu, J. y Vivas Broseta, M. (2005). Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitación*, 39(6), 315-323. [https://doi.org/10.1016/S0048-120\(05\)74365-6](https://doi.org/10.1016/S0048-120(05)74365-6)
- Phillip, G. y Hertel, J. (2009). Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 89-100. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0702_3
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88(6), 2297-2301.
- Pincus, S. M. (2001). Assessing serial irregularity and its implications for health. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 954(Issue 1), 245-267. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2001.tb02755.x>
- Poularikas, A. (2006). *Signals and systems primer with MATLAB*. CRC Press. <https://www.routledge.com/Signals-and-Systems-Primer-with-MATLAB/Poularikas/p/book/9780849372674>
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G. y Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness differences between healthy young and elderly adults. *Transactions of Biomedical Engineering*, 43(9), 965-966.
- Pyle, D. (2003). Getting the right model. In *Business modeling and data mining* (pp. 163-220). Morgan Kaufmann Publishers, Inc.
- Rajaguru, H. y Prabhakar, S. K. (2017). *KNN classifier and K-Means clustering for robust classification of epilepsy from EEG signals. A detailed analysis*. Anchor Academic Publishing.
- Ramdani, S., Seigle, B., Lagarde, J., Bouchara, F. y Bernard, P. L. (2009). On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Medical Engineering and Physics*, 31(8), 1023-1031. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.004>
- Ramdani, S., Seigle, B., Varoqui, D., Bouchara, F., Blain, H. y Bernard, P. L. (2011). Characterizing the dynamics of postural sway in humans using smoothness and regularity measures. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(1), 161-171. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0137-9>

- Rao, M. R. (1971). Cluster analysis and mathematical programming. *Journal of the American Statistical Association*, 66(335), 622-626. <https://doi.org/10.1080/01621459.1971.10482319>
- Rhea, C. K., Kiefer, A. W., Haran, F. J., Glass, S. M. y Warren, W. H. (2014). A new measure of the CoP trajectory in postural sway: Dynamics of heading change. *Medical Engineering and Physics*, 36(11), 1473-1479. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.07.021>
- Richman, J. S. y Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate and sample entropy. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 278(Issue 6), H2039-H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.h2039>
- Ruhe, A., Fejer, R. y Walker, B. (2011). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: A systematic review of the literature. *European Spine Journal*, 20(Issue 3), 358-368. Springer. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1543-2>
- Sabatini, A. M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(6), 617-624. <https://doi.org/10.1007/BF02344866>
- Schmalz, T., Blumentritt, S. y Reimers, C. D. (2001). Selective thigh muscle atrophy in trans-tibial amputees: An ultrasonographic study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 121(6), 307-312. <https://doi.org/10.1007/s004020000227>
- Schniepp, R., Wuehr, M., Pradhan, C., Novozhilov, S., Krafczyk, S., Brandt, T. y Jahn, K. (2013). Nonlinear variability of body sway in patients with phobic postural vertigo. *Frontiers in Neurology*, 4(115). <https://doi.org/10.3389/fneur.2013.00115>
- Schubert, P. y Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait and Posture*, 39(1), 518-522. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.001>
- Schubert, P., Kirchner, M., Dietmar, S. y Haas, C. T. (2012). About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). *J. Biomedical Science and Engineering*, 5(9), 496-507. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.4236/jbise.2012.59062>
- Seth, M. y Lamberg, E. (2017). Standing balance in people with trans-tibial amputation due to vascular causes: A literature review. *Prosthetics and Orthotics International*, 4(4), 345-355. <https://doi.org/10.1177/0309364616683819>

- Shannon, C. E. (1948). A mathematical theory of communication. *The Bell System Technical Journal*, 27(July 1928), 379-423. <https://doi.org/10.1145/584091.584093>
- Shiavi, R. (2007). *Introduction to applied statistical signal analysis*, 3ª ed. Academic Press.
- Shumway-Cook, A. y Woollacott, M. H. (2017). *Motor control: Theory and practical applications*. Williams & Wilkins (eds.). <https://www.amazon.com/-/es/Anne-Shumway-Cook/dp/0683077570>
- Silva Artunduaga, A. M. (2012). *Guía de atención de pacientes amputados en fase protésica*. Corporación Universitaria Iberoamericana, Facultad de Cinética Humana y Fisioterapia, 1-108. [http://repositorio.iberoamericana.edu.co/bitstream/001/465/1/Guía de atención para pacientes con amputación traumática nivel transfemoral en etapa protésica.pdf](http://repositorio.iberoamericana.edu.co/bitstream/001/465/1/Guía%20de%20atención%20para%20pacientes%20con%20amputación%20traumática%20nivel%20transfemoral%20en%20etapa%20protésica.pdf)
- Sinitski, E. H., Herbert-Copley, A. G., Lemaire, E. D., Doyle, S. S., Besemann, M. y Dudek, N. L. (2016). Center of pressure and total force analyses for amputees walking with a backpack load over four surfaces. *Applied Ergonomics*, 52(Janury), 169-176. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.07.014>
- Strait, B. J. y Dewey, T. G. (1996). The Shannon information entropy of protein sequences. *Biophysical Journal*, 71(1). [https://doi.org/10.1016/s0006-3495\(96\)79210-x](https://doi.org/10.1016/s0006-3495(96)79210-x)
- Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L. y Elfmark, M. (2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(2), 225-230. <https://doi.org/10.1177/0309364612439572>
- Takahashi, T., Cho, R. Y., Mizuno, T., Kikuchi, M., Murata, T., Takahashi, K. y Wada, Y. (2010). Antipsychotics reverse abnormal EEG complexity in drug-naive schizophrenia: A multiscale entropy analysis. *NeuroImage*, 51(1), 173-182. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.02.009>
- Torres-Pérez, Y. (2005). Evaluación cuantitativa de una prótesis de miembro inferior unilateral. *Tecnura*, 9(17), 77-86.
- Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lamercy, O., Millán, J. del R., Riener, R., Vallery, H. y Gassert, R. (2015). Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-12-1>

- Ulfenborg, B., Karlsson, A., Riveiro, M., Andersson, C. X., Sartipy, P. y Synnergren, J. (2020). Multi-assignment clustering: Machine learning from a biological perspective. *Journal of Biotechnology*, 326, 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.jbiotec.2020.12.002>
- Van der Kooij, H., Campbell, A. D. y Carpenter, M. G. (2011). Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. *Gait and Posture*, 34(1), 19-24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.025>
- Vaseghi, S. (2007). *Multimedia signal processing: Theory and applications in speech, music and communications*. Wiley. <https://www.wiley.com/en-co/ultimedia+Signal+Processing:+Theory+and+Applications+in+Speech,+Music+and+Communications-p-9780470062012>
- Vieira, T. de M. M., Oliveira, L. F. de y Nadal, J. (2009). An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e513-e519. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.007>
- Vieira, T., Oliveira, L. y Nadal, J. (2009). Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 42(7), 665-673. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2009000700012>
- Villalobos, C., Rivera, J. M., Ramos, A., Cervantes, M. S., López, S. J. y Hernández, R. P. (2020). Métodos de evaluación del equilibrio estático y dinámico en niños de 8 a 12 años. *Retos*, 37, 793-801. Equilibrio. https://redib.org/Record/oai_articulo2222590-m%C3%A9todos-de-evaluaci%C3%B3n-del-equilibrio-est%C3%A1tico-y-din%C3%A1mico-en-ni%C3%B1os-de-8-a-12-a%C3%B1os-evaluation-methods-static-dynamic-balance-children-aged-8-12-years-old
- Visser Jasper, E., Carpenter, M., Van der Kooij, H. y Bloema, B. R. (2008). The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*, 119(11), 2424-2436. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.220>
- Viton, J. M., Mouchnino, L., Mille, M. L., Cincera, M., Delarque, A., Pedotti, A., Bardot, A. y Massion, J. (2000). Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 24(2), 108-116. <https://doi.org/10.1080/03093640008726533>
- Vrieling, A. H., van Keeken, H. G., Schoppen, T., Otten, E., Hof, A. L., Halbertsma, J. P. K. y Postema, K. (2008). Balance control on a moving

- platform in unilateral lower limb amputees. *Gait and Posture*, 28(2), 222-228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.002>
- Vuillermé, N. y Nafati, G. (2007). How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychological Research*, 71(2), 192-200. <https://doi.org/10.1007/s00426-005-0018-2>
- Waltermann, C. y Klipp, E. (2011). Information theory based approaches to cellular signaling. In *Biochimica et Biophysica Acta - General Subjects*, 1810(Issue 10), 924-932. <https://doi.org/10.1016/j.bbagen.2011.07.009>
- Wierzchón, S. T. y Kłopotek, M. A. (2018). *Cluster analysis. In modern algorithms of cluster analysis*, 48(Issue 1), 469-517. Springer International Publishing. https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-3-319-69308-8_2
- Wimmer, K., Hildebrandt, K. J., Hennig, R. M. y Obermayer, K. (2008). Adaptation and selective information transmission in the cricket auditory neuron AN2. *PLoS Computational Biology*, 4(9), e1000182. <https://journals.plos.org/ploscompbiol/article?id=10.1371/journal.pcbi.1000182>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Witten, I. H., Frank, E., Hall, M. A. y Pal, C. J. (2017). Data mining: Practical machine learning tools and techniques. In *Data mining: Practical machine learning tools and techniques*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/c2009-0-19715-5>
- Xiaohong, J., Xiaobing, L., Peng, D. y Ming, Z. (2005). *The influence of dynamic trans-tibial prosthetic alignment on standing plantar foot pressure*. Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 7, 6916-6918. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1616096>
- Xu, R. y Wunsch, D. C. (2010). Clustering algorithms in biomedical research: A review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 3, 120-154. <https://doi.org/10.1109/RBME.2010.2083647>
- Yang, Y., Leung, H., Yue, L. y Deng, L. (2010). Evaluating human motion complexity based on un-correlation and non-smoothness. Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), 6298 LNCS(PART 2), 538-548. https://doi.org/10.1007/978-3-642-15696-0_50

- Yamamoto, Y. y Hughson, R. L. (1991). Coarse-graining spectral analysis: New method for studying heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, 71(3), 1143-1150. <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.71.3.1143>
- Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D. y Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(2), 349-365. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>
- Zaknich, A. (2005). *Principles of adaptive filters and self-learning systems*. M. J. Grimble y M. A. Johnson (eds.). Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/b138890>
- Zielińska, K. A. y Katanaev, V. L. (2019). Information theory: New look at oncogenic signaling pathways. *Trends in Cell Biology*, 29(11), 862-875. <https://doi.org/10.1016>

Autoras

Lely Adriana Luengas Contreras

Doctora en Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana. Magister en Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Los Andes. Especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria de la Universidad de San Buenaventura. Ingeniera Electrónica de la Fundación Universidad Autónoma de Colombia. Docente titular de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Investigadora asociada en MinCiencias con interés en bioingeniería, en el énfasis de análisis de movimiento humano y la generación de modelos predictivos. Debido a los aportes a la nación en el área de bioingeniería fue condecorada con la Orden al Mérito por el Senado de la República de Colombia. Entre sus publicaciones se tienen cuatro libros y más de cincuenta artículos científicos en revistas reconocidas a nivel mundial.

Daissy Carola Toloza Cano

Ingeniera Biomédica de la Universidad Manuela Beltrán. Ph. D. en Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana. Post-doc en Biomecánica del Ciclismo de la Pontificia Universidad Javeriana. Coordinadora del programa de Ingeniería Biomédica de la Universidad Manuela Beltrán. Investigadora junior de MinCiencias. Cuenta con diversas publicaciones en el área de estabilidad postural y de biomecánica del deporte.

Yolanda Torres Pérez

Ingeniera Mecánica de la Universidad Central. Magíster en Ingeniería de la Universidad de Los Andes. Doctora en Ingeniería de la Universidad

Nacional Autónoma de México (UNAM). Certificada como Consultora de Gestión de la Innovación. Hace parte de la Organización para las Mujeres en Ciencia para el Mundo en Desarrollo (OWSD, Organization for Women in Science for the Developing World) y de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica (SOMIM). Docente de planta tiempo completo en la Escuela de Ingeniería Electromecánica de la Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia, Facultad Seccional Duitama, y coordinadora académica de los programas de posgrado del área disciplinar de Ingeniería Electromecánica. Investigadora junior de MinCiencias. Hace parte del grupo de investigación en Energía y Nuevas Tecnologías (GENTE) y del grupo de investigación en Diseño, Innovación y Asistencia Técnica en Materiales Avanzados (DITMAV). Es autora de un libro y de varios artículos de investigación en revistas indexadas y de capítulos de libros de investigación. Ha participado en varios proyectos de investigación y congresos nacionales e internacionales. Par evaluadora a nivel nacional e internacional.

Este libro se terminó
de editar en octubre de
2022 en la Editorial UD
Bogotá, Colombia