



Universidad Autónoma de San Luis Potosí

Facultad de Ingeniería

Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

**Desarrollo y evaluación de un sistema para medir el ángulo
de rodilla en la marcha humana**

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Maestría en Ingeniería Mecánica

Orientación Terminal en Mecatrónica y Sistemas Mecánicos

Presenta:

Ángel Alfonso Ochoa Reséndiz

Asesores:

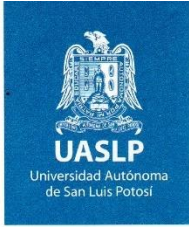
Dr. Alejandro González de Alba

Dr. Mauro Eduardo Maya Méndez



San Luis Potosí, S. L. P.

Enero de 2020



21 de noviembre de 2019

**ING. ÁNGEL ALFONSO OCHOA RESÉNDIZ
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por los **Dres. Alejandro González de Alba y Mauro Eduardo Maya Méndez**, Asesor y Co-asesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Maestro en Ingeniería Mecánica con Orientación Terminal en Mecatrónica y Sistemas Mecánicos**, me es grato comunicarle que en la Sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 21 de noviembre del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

“Desarrollo y evaluación de un sistema para medir el ángulo de rodilla en la marcha humana”

Introducción

1. Análisis biomecánico de la marcha humana.
2. Diseño de un sistema para la medición del ángulo de rodilla.
3. Desarrollo del sistema de medición del ángulo de rodilla.
4. Validación experimental y evaluación del sistema desarrollado.

Conclusiones.

Referencias.

“MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO”

ATENTAMENTE

**M. I. JORGÉ ALBERTO PÉREZ GONZÁLEZ
DIRECTOR.**

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
DIRECCION

Copia. Archivo.
*etn.

www.uaslp.mx

Av. Manuel Nava 8
Zona Universitaria • CP 78290
San Luis Potosí, S.L.P.
tel. (444) 826 2330 al39
fax (444) 826 2336

“2019, aniversario 160 de la fundación del Instituto Científico y Literario de San Luis Potosí”

Resumen

El presente proyecto de tesis comprende el desarrollo inicial de un sistema para el análisis biomecánico de la marcha humana, empezando con la medición del ángulo de rodilla. El propósito final del proyecto es desarrollar una plataforma digital capaz de adquirir y analizar las variables cinemáticas del caminado en un ciclo completo. Lo anterior propicia diferentes aplicaciones, como la captura de movimiento hasta la finalidad de ofrecer un diagnóstico temprano respecto a posibles problemas patológicos que se pudieran presentar en un paciente. Debido a la complejidad que implica el proceso biomecánico del caminado humano, el desarrollo del sistema durante este periodo de tesis se basó en sentar las bases de la plataforma y demostrar la capacidad de éste para analizar datos. Para alcanzar este objetivo, se enfocaron los esfuerzos en lograr la correcta captura y análisis enfocado en la rodilla, la cual es un punto esencial y significativo para el análisis de la marcha.

La decisión de comenzar con el análisis de rodilla para sentar las bases de este sistema desarrollado fue tomada con base en una investigación realizada durante este periodo de tesis. Esta decisión fue tomada con base a la información que ofrecen las articulaciones implicadas en el caminado y la forma de adquirir los datos. Posteriormente, se investigó y se implementó una integración de hardware-software que aprovecha los avances de la tecnología, permitiendo basar el sistema en una implementación económica, sencilla, que usa tecnología actual y que logra una correcta medición de los datos.

Como parte de las implementaciones tecnológicas actuales, el proyecto está basado en un sistema de visión artificial. Normalmente, este tipo de sistemas usan marcadores visuales que se colocan sobre el sujeto. Sin embargo, este sistema no requiere de la colocación de ningún tipo de marcador al sujeto, ni tampoco precisa de ropa de algún color específico o de ambiente controlado (fondo de escena del experimento y luz ambiente estricta). Debido a estas razones, se enfocó el sistema con un índole cualitativo, dándole holgura a las mediciones y reproducción de los datos analizados.

Finalmente se logró completar con éxito pruebas experimentales mediante el sistema desarrollado. Estas pruebas cumplen los requerimientos cualitativos establecidos para el sistema. Debido a que se cumplió esta meta, se aplicó una validación estadística, dándole un nuevo enfoque cuantitativo al sistema (lo cual implica una demostración de una mayor robustez). Gracias a esta validación, se identificaron ciertas condiciones que propician un mejor desempeño del sistema, las cuales se deben procurar para realizar un experimento cuantitativo. Cuando se trabaja sobre las mejores condiciones, el sistema presenta las cualidades de ser repetible y reproducible. Además, trabajando sobre las mejores condiciones, se alcanza un error de $0,19^\circ$ respecto a un sistema comercial, así como una desviación estándar de $\pm 4,68^\circ$, lo cual se observa como satisfactorio para este trabajo.

Agradecimientos

Aprovecho este espacio para expresar mi agradecimiento a las personas que han cooperado para la conclusión exitosa de este proyecto.

Le agradezco a mi madre, María Cristina Reséndiz Vidal, por su apoyo en todo momento, por su cariño, por su forma de enseñar con el ejemplo para ser una mejor persona.

Agradezco a mi padre, Angel Alfonso Ochoa Balderas, por estar incondicionalmente ahí para mí, por compartirme su conocimiento y sus experiencias.

A mis asesores, el Dr. Alejandro González de Alba y el Dr. Mauro Eduardo Maya Méndez, por el invaluable apoyo durante toda la maestría. Este apoyo, traducido en sugerencias, consejos, su guía, compartir su conocimiento conmigo y su tiempo invertido (aún fuera de horas laborales), ha sido esencial para la finalización con éxito de este proyecto de maestría, así como mi crecimiento personal.

Al M.I. Juan Carlos Arellano González por sus consejos y por su apoyo. Al Dr. Orlando Guarneros García por apoyar con sus conocimientos de estadística, esenciales para el proyecto. A mis sinodales, el Dr. Emilio Jorge González Galván, el Dr. Héctor Méndez Azúa y el Dr. Juan Antonio Cárdenas Galindo, por el aporte de su conocimiento y experiencia en formato de observaciones durante los avances presentados.

A mis compañeros y amigos, los cuales me apoyaron en los experimentos para las pruebas del sistema desarrollado: Ellos son:

- Ángel Omar Rivera Rodríguez,
- Edmar Alvarez Sánchez,
- Ernesto Rodrigo Hernández López,
- Flor Alejandra Zárate Enriquez,
- Itzel Velázquez Badillo,
- Lorena Dafnee Villa García,
- Lucía Benavente Briano,
- María Inés Budar,
- María Inés Romero González,
- Moisés Ortiz Reyes,
- Mónica Alejandra Olvera Méndez,
- Omar Alejandro Agundis García,
- Pedro Isidoro González Ramírez,
- Sandra Fernanda Meizoso Calvillo.

Finalmente, quiero aprovechar el apartado para agradecer al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT, México) por el apoyo económico. Además, también quiero agradecer a la Universidad Autónoma de San Luis Potosí (UASLP), especialmente la Facultad de Ingeniería y al Centro de Investigación y Estudios de Posgrado (CIEP) en donde use sus instalaciones y equipo.

Tabla de contenidos

| | |
|---|-----------|
| Introducción | 23 |
| Antecedentes | 23 |
| Justificación | 24 |
| Objetivo General..... | 25 |
| Objetivos Particulares | 25 |
| Organización de la tesis | 27 |
| Capítulo 1. Análisis biomecánico de la marcha humana | 29 |
| 1.1 Conceptos biológicos | 29 |
| 1.1.1 La locomoción humana | 30 |
| 1.1.2 El estudio de la locomoción humana..... | 30 |
| 1.1.3 El análisis de la marcha | 32 |
| 1.1.4 Parámetros biomecánicos de la marcha humana | 39 |
| 1.2 Análisis de la marcha normal y patológica | 42 |
| 1.2.1 Análisis de la marcha normal humana | 42 |
| 1.2.2 Análisis de la marcha patológica humana..... | 48 |
| 1.3 Sistemas de análisis de la marcha humana | 59 |
| 1.3.1 Técnicas de análisis | 59 |
| 1.3.2 Técnicas de análisis semi-subjetivas..... | 60 |
| 1.3.3 Técnicas de análisis objetivas..... | 61 |
| 1.3.4 Ventajas y desventajas de los sistemas de análisis objetivos y subjetivos | 66 |
| 1.3.5 Áreas de oportunidad | 67 |
| Capítulo 2. Diseño de un sistema para la medición del ángulo de rodilla..... | 69 |
| 2.1 Diseño del sistema de medición..... | 69 |
| 2.1.1 Selección del parámetro biomecánico meta a lograr medir | 70 |
| 2.1.2 Comparativa y selección del mejor sistema de adquisición de datos..... | 72 |
| 2.2 Diseño del software..... | 76 |
| 2.2.1 Adquisición de datos bidimensional y tridimensional..... | 76 |
| 2.2.2 Selección de la adquisición de datos para post-procesamiento | 79 |
| 2.3 Procesamiento y presentación de la información | 81 |
| Capítulo 3. Desarrollo del sistema de medición del ángulo de rodilla | 83 |
| 3.1 Sistema de reconocimiento humano..... | 83 |
| 3.1.1 Características de OpenPose..... | 84 |

| | |
|--|------------|
| 3.1.2 Cámaras para la adquisición de la información | 89 |
| 3.1.3 Implementación y uso en software propio | 91 |
| 3.2 Código principal | 92 |
| 3.3 Complementos | 98 |
| Capítulo 4. Validación experimental y evaluación del sistema desarrollado | 109 |
| 4.1 Resultados cualitativos..... | 109 |
| 4.1.1 Captura simple de movimiento..... | 110 |
| 4.1.2 Pruebas y resultados de paciente sano | 111 |
| 4.1.3 Pruebas y resultados de paciente patológico | 112 |
| 4.2 Resultados cuantitativos | 115 |
| 4.2.1 Repetibilidad y reproducibilidad del sistema en caminadora | 116 |
| 4.2.2 Comparativa contra un sistema comercial | 121 |
| 4.2.3 Repetibilidad y reproducibilidad del sistema en pasillo..... | 125 |
| 4.2.4 Pruebas frente a condiciones adversas | 128 |
| Conclusiones | 131 |
| Trabajo a futuro | 131 |
| Referencias..... | 133 |
| Anexos..... | 145 |

Lista de Figuras

Capítulo 1. Análisis biomecánico de la marcha humana

| | |
|--|----|
| Figura 1. 1. Patente de Amazon para la eficiencia en la industria. (Patent No. US 9,881,277 B2, 2018). | 32 |
| Figura 1. 2. Ciclo de la marcha en la locomoción humana. Adaptado de (Gao, Kyrarini, Razavi, Wang, & Graser, 2016). | 32 |
| Figura 1. 3. (a) Movimiento de flexión, (b) movimiento de extensión (Huston, 2008). | 33 |
| Figura 1. 4. (a) Movimiento de rotación medial, (b) movimiento de rotación lateral (Huston, 2008). | 34 |
| Figura 1. 5. (a) Movimiento de aducción, (b) movimiento de abducción (Huston, 2008). | 34 |
| Figura 1. 6. (a) Movimiento de plantarflexión, (b) movimiento de dorsiflexión (Huston, 2008). | 35 |
| Figura 1. 7. (a) Configuración Varus (b) Configuración Valgus (Huston, 2008). | 35 |
| Figura 1. 8. (a) Movimiento de eversión, (b) movimiento de inversión (Huston, 2008). | 36 |
| Figura 1. 9. (a) Movimiento de pronación, (b) posición neutral, (c) movimiento de supinación, de supinación (Lorimer & Neale, 2006). | 36 |
| Figura 1. 10. Planos cardinales y ejes de movimiento: (a) plano sagital y eje frontal (b) plano frontal y eje sagital (c) plano horizontal y eje vertical. Imagen adaptada de (Bartlett, 2007). | 37 |
| Figura 1. 11. Postura de referencia. Imagen recuperada de (Guaaura, 2019). | 38 |
| Figura 1. 12. Movimiento del tobillo: rango normal durante la caminata. Gráfica adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 43 |
| Figura 1. 13. Movimientos y arcos de la rodilla usados en el caminado libre, en 3 dimensiones: flexión en plano sagital (60°); rotación en plano transversal (8°); abducción en plano coronal (8°). Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 44 |
| Figura 1. 14. Rango normal de movimiento de la rodilla durante un ciclo de la marcha en caminata libre. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). Este ángulo es generado, tomando la pierna totalmente estirada como cero grados. | 45 |
| Figura 1. 15. Rango de flexión de la cadera; desde la perspectiva sagital. Imagen adaptada de (Davis, Ounpuu, DeLuca, & Romness, 1999). | 46 |
| Figura 1. 16. a) Flexión de la cadera (zona de pelvis) en el plano coronal (frontal). b) Flexión de la cadera en el plano transversal (horizontal). Imagen adaptada de (Davis et al., 1999). | 46 |
| Figura 1. 17. Movimiento de la cadera. Rango normal durante la caminata libre. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 47 |

| | |
|---|----|
| Figura 1. 18. Movimiento del muslo. Rango normal durante una caminata libre. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 48 |
| Figura 1. 19. Fases de la marcha donde la plantarflexión excesiva es más significativa. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 51 |
| Figura 1. 20. La dorsiflexión excesiva en la fase de apoyo media ocurre en dos patrones de acción: (a) un cambio abrupto desde plantarflexión en la fase de respuesta de carga hacia dorsiflexión manteniendo la postura de tobillo, (b) incremento progresivo hasta llegar a una dorsiflexión excesiva. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 52 |
| Figura 1. 21. Fases de la marcha donde las funciones anormales de la rodilla son más significativas. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 55 |
| Figura 1. 22. En el plano sagital, las desviaciones de la marcha más significativas se presentan en la fase terminal de apoyo (TSt) y en la fase media de oscilación (MSw). Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). | 57 |
| Figura 1. 23. Sistema de adquisición por visión. (a) imagen original; (b) máscara de interés; (c) mezcla de la imagen original con la superficie virtual proyectada, después de la convergencia. Imagen tomada de (Pons-Moll et al., 2010). | 61 |
| Figura 1. 24. Sistema comercial de sensores inerciales (Xsens, 2019). | 64 |
| Figura 1. 25. Reconstrucción mediante dos técnicas de análisis. Imagen adaptada de (Pons-Moll et al., 2010). | 65 |
| Figura 1. 26. Laboratorio de marcha (Gait Laboratory). Imagen recuperada de (Muro-de-la-Herran et al., 2014). | 65 |

Capítulo 2. Diseño de un sistema para la medición del ángulo de rodilla

| | |
|---|----|
| Figura 2. 1 Gráficas de distribución de presión de los pies (línea continua = pie izquierdo, línea discontinua = pie derecho). a) Registro con calzado normal; b) Registro con calzado alterado (incómodo). Imagen adaptada de (Lima et al., 2015). | 70 |
| Figura 2. 2 Ángulo de cadera tomado contra la posición del torso y no contra la vertical. Imagen adaptada de (Tait, 2017). | 71 |
| Figura 2. 3 Modelo conceptual e indicaciones de ángulos de la pierna derecha. Imagen adaptada de (Akhtaruzzaman, Shafie, Khan, Shafie, & Raisuddin Khan, 2016). | 76 |
| Figura 2. 4 VNect: Estimador de pose 3D a partir de una sola cámara rgb. Imagen tomada de (Mehta et al., 2017). | 77 |
| Figura 2. 5 Instalaciones del Laboratorio de Chien-Wen et al. en donde se muestra un ambiente preparado para generar alto contraste. Imagen tomada de (Cho et al., 2009). | 79 |

| | |
|--|----|
| Figura 2. 6 Algoritmo de DensePose. Es capaz de reconocer el cuerpo humano y realizar un mallado indicando la superficie de este. Imagen tomada de (Güler, Neverova, & Kokkinos, 2018). | 80 |
| Figura 2. 7 Las ocho subfases del ciclo de la marcha humana. Imagen tomada de (Streifeneder, 2019). | 81 |
| Figura 2. 8 Representación del ángulo de rodilla en el ciclo de la marcha. Imagen adaptada de (Baker, 2015). | 82 |
| Capítulo 3. Desarrollo del sistema de medición del ángulo de rodilla | |
| Figura 3. 1. Imagen ejemplo de detección de articulaciones del cuerpo humano con el software OpenPose. Imagen tomada de (Cao et al., 2017). | 84 |
| Figura 3. 2. Ejemplo del uso de OpenPose sobre una imagen. | 84 |
| Figura 3. 3. Errores comunes en la detección de articulaciones con OpenPose. | 85 |
| Figura 3. 4. Análisis con detección del pie. (a) Anotaciones de los puntos de detección del pie, consistiendo en los dedos grandes, los chicos y los talones. (b) Detección con el modo de solo cuerpo (modelo COCO) en donde el tobillo derecho no es detectado adecuadamente. (c) Detección con el modelo de cuerpo + pies, en donde la información del pie ayuda a la predicción de la ubicación del tobillo derecho. | 86 |
| Figura 3. 5. Flujo de trabajo de OpenPose. Imagen adaptada de (Ale Solano, 2017). | 88 |
| Figura 3. 6. Transformada de Fourier de nuestra señal ideal. | 89 |
| Figura 3. 7. A la izquierda, curvas originales. A la derecha, curvas con la mínima frecuencia de muestreo. | 90 |
| Figura 3. 8. Captura de pantalla del toolbox Gait-CAD (Mikut et al., 2008). | 91 |
| Figura 3. 9. Diagrama de bloques del algoritmo. | 93 |
| Figura 3. 10. Datos provenientes de un video con 20 ciclos de marcha completos. Ángulo generado con referencia siendo 180° cuando la pierna está totalmente estirada. | 94 |
| Figura 3. 11. Registro de la oscilación del tobillo con respecto al punto de cadera durante la grabación de una persona sobre caminadora. | 96 |
| Figura 3. 12. Muestra de los ciclos acomodados por contacto de pie contra el suelo. Imagen a la izquierda mostrando cada ciclo del video, imagen a la derecha con el ciclo promedio y la dispersión correspondiente. | 97 |
| Figura 3. 13. Fotograma de ejemplo del video de salida. | 97 |
| Figura 3. 14. Falso positivo en el fondo, detectado sobre unas sillas apiladas. Se detecta un torso y una pierna en este fotograma. | 99 |
| Figura 3. 15. Fotograma de uno de los experimentos en donde se detectaron personas que no se contemplaban originalmente. | 99 |

| | |
|--|-----|
| Figura 3. 16. Ejemplo del algoritmo de corrección para evitar el uso de esqueletos que no son correctos. _____ | 100 |
| Figura 3. 17. Se puede observar en las dos gráficas la corrección en donde, en la gráfica de la derecha sí se repite el dato en el 100 en el 0, a diferencia de la gráfica de la izquierda. _____ | 101 |
| Figura 3. 18. Datos provenientes de un video con 20 ciclos de marcha completos. Datos en bruto. Ángulo generado con referencia siendo 180° cuando la pierna está totalmente estirada. _____ | 102 |
| Figura 3. 19. Datos provenientes de un video con 20 ciclos de marcha completos. Datos completados por el algoritmo. Ángulo generado con referencia siendo 180° cuando la pierna está totalmente estirada. _____ | 102 |
| Figura 3. 20. En la gráfica de la izquierda se puede observar que hay una detección incorrecta. En la gráfica de la derecha se encuentra corregido. _____ | 103 |
| Figura 3. 21. Ciclos de la marcha en experimento de pasillo, antes y después de la eliminación de ciclos de inicio de caminado. _____ | 104 |
| Figura 3. 22. Las 4 líneas grises tienen el mismo color, sin embargo, las dos líneas de la izquierda tienen una mejor acutancia, resaltada mediante contornos. _____ | 104 |
| Figura 3. 23. La falta de acutancia perjudica la identificación entre cual pierna es cual. _____ | 105 |
| Figura 3. 24. Experimento a baja velocidad en el cual es correcto que el ángulo de rodilla se mantenga cerca de 0° desde 0 hasta 40. El problema de identificación genera error cerca del 25 y del 70% donde ocurre el cruce de piernas. _____ | 105 |
| Figura 3. 25. Líneas promedio de los rangos de flexión de las rodillas en experimento con baja acutancia. _____ | 106 |
| Figura 3. 26. La activación del algoritmo refleja algunas mejoras, aunque un mal rastreo provoca una tendencia distinta en la función a la que se debería. _____ | 107 |
| Figura 3. 27. Reducción de acutancia en la rodilla y tobillo que afecta en la dispersión de las funciones al momento del cruce de piernas (alrededor del 20%). _____ | 107 |

Capítulo 4. Validación experimental y evaluación del sistema desarrollado

| | |
|---|-----|
| Figura 4. 1. Reconocimiento y reconstrucción hecho con el sistema. Condiciones favorables en el experimento: Partes del cuerpo visibles, luz incidente en la persona. _____ | 110 |
| Figura 4. 2. Reconocimiento y reconstrucción hecho con el sistema. Condiciones desfavorables en el experimento: Partes del cuerpo oclusas, persona a contraluz. _____ | 111 |
| Figura 4. 3. Rango de flexión de la rodilla. La gráfica de la izquierda muestra el rango de flexión de rodilla de un paciente sano medido por el sistema desarrollado. La gráfica de la derecha muestra el rango de flexión de rodilla de un paciente sano reportado en la literatura (Jacqueline & Jon R, 1992). _____ | 112 |

| | |
|--|-----|
| Figura 4. 4. Análisis de un paciente masculino de 65 años con hemiplejia de lado derecho. A la izquierda se observa el fotograma analizado en el momento. A la derecha arriba se observa la gráfica actual correspondiente al análisis de pierna derecha. A la derecha abajo se presenta el total de curvas obtenidas en el video. | 113 |
| Figura 4. 5. Análisis del paciente de su flexión de rodilla. Línea azul = pierna derecha; línea roja = pierna izquierda. | 113 |
| Figura 4. 6. Fotograma del experimento realizado. | 114 |
| Figura 4. 7. Resultados del experimento con resultados que se alejan de la función normal de la marcha humana. | 114 |
| Figura 4. 8. Combinación de los términos de precisión y exactitud. Imagen adaptada de (Luis, 2015). | 115 |
| Figura 4. 9. Cuadro ejemplo del video del sujeto para las pruebas de repetibilidad y reproducibilidad. | 117 |
| Figura 4. 10. Se muestran los ciclos de la marcha del sujeto de lado izquierdo y la gráfica de varianza de lado derecho. Las marcas rojas indican que se superó un nivel de varianza confiable. | 118 |
| Figura 4. 11. Fotogramas ejemplo de los experimentos realizados para la comparativa entre instrumentos. | 121 |
| Figura 4. 12. Video analizado en Dartfish mediante marcadores. | 122 |
| Figura 4. 13. Prueba de Bland-Altman. Muestra las diferencias entre los instrumentos en el rango de medición. | 123 |
| Figura 4. 14. Flexión de rodilla medida manualmente usando Dartfish y automáticamente mediante OpenPose. Curva normalizada al porcentaje de ciclo, obtenida luego de 31 ciclos de caminado. | 123 |
| Figura 4. 15. Punto de detección de cadera de OpenPose desfasado del marcador que se usa para Dartfish. | 124 |
| Figura 4. 16. Prueba de pasillo con cámara fija al centro de la escena. | 125 |
| Figura 4. 17. Mala detección del ángulo de rodilla debido a la distorsión de lente. Las imágenes de arriba muestran un ángulo de aproximadamente 90° cuando las de abajo muestran un ángulo de aproximadamente 79 grados. La figura mantuvo la misma posición. | 126 |
| Figura 4. 18. Corrección de lente. Se sigue observando gran distorsión. | 126 |
| Figura 4. 19. Experimento realizado para analizar situaciones desfavorables al momento del experimento. | 128 |
| Figura 4. 20. Proceso y registro original de datos. | 129 |
| Figura 4. 21. Eliminación del ruido provocado por las personas que aparecen en la televisión. | 129 |

| | |
|---|-----|
| Figura 4. 22. Correcciones extra del intercambio de piernas producido por la holgura del short. | 129 |
|---|-----|

Anexos

| | |
|---|-----|
| Anexo A. 1. Posiciones de los marcadores en los miembros inferiores (Visual3D Wiki, 2017). | 146 |
| Anexo A. 2. Carpetas y archivos necesarios para ejecutar el código del sistema. | 147 |
| Anexo C. 1. Prueba en sujeto 'sano'. La prueba denota falta de extensión de la pierna cerca del 40% del ciclo. | 160 |
| Anexo C. 2. Prueba en sujeto sano. Obstrucción por el braceo, lo cual provoca ruido alrededor del 20% del ciclo. | 160 |
| Anexo C. 3. Prueba en sujeto sano. | 161 |
| Anexo C. 4. Prueba en sujeto sano. Obstrucción por el braceo, lo cual provoca ruido alrededor del 20% del ciclo. | 161 |
| Anexo C. 5. Prueba en sujeto sano. Mala perspectiva; obstrucción del punto de cadera por braceo. | 162 |
| Anexo C. 6. Prueba en sujeto sano. Mala perspectiva. | 162 |
| Anexo C. 7. Prueba en sujeto sano. Mala perspectiva; caminado lento; pantalón totalmente negro; obstrucción del punto de cadera por braceo. | 163 |
| Anexo C. 8. Prueba en sujeto sano. Corrección de la perspectiva sagital; caminado lento; pantalón totalmente negro; obstrucción constante del descansa brazos sobre el punto de cadera. | 163 |
| Anexo C. 9. Prueba en sujeto sano. | 164 |
| Anexo C. 10. Prueba en sujeto sano. Obstrucción del punto de cadera por braceo. | 164 |
| Anexo C. 11. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora. | 165 |
| Anexo C. 12. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora. | 165 |
| Anexo C. 13. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir. | 166 |
| Anexo C. 14. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón oscuro reflectivo. | 166 |
| Anexo C. 15. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón claro. | 167 |
| Anexo C. 16. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón claro con diferente iluminación. | 167 |
| Anexo C. 17. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón oscuro. Problemas en el cruce de piernas. | 168 |

| | |
|---|-----|
| Anexo C. 18. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora. _____ | 168 |
| Anexo C. 19. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora. _____ | 169 |
| Anexo C. 20. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir. _____ | 169 |
| Anexo C. 21. Prueba en sujeto sano. Prueba a baja velocidad, con braceo. _____ | 170 |
| Anexo C. 22. Prueba en sujeto sano. Prueba a baja velocidad, sin braceo. _____ | 170 |
| Anexo C. 23. Prueba en sujeto sano. Prueba a velocidad natural para el sujeto, con braceo. _____ | 171 |
| Anexo C. 24. Prueba en sujeto sano. Prueba a velocidad natural para el sujeto, sin braceo. _____ | 171 |
| Anexo C. 25. Prueba en sujeto sano. Prueba a contraluz. _____ | 172 |
| Anexo C. 26. Prueba en sujeto sano. Prueba bajo condiciones de luz "normales". _____ | 172 |
| Anexo C. 27. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón oscuro. _____ | 173 |
| Anexo C. 28. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón gris. _____ | 173 |
| Anexo C. 29. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora. _____ | 174 |
| Anexo C. 30. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora. _____ | 174 |
| Anexo C. 31. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir. _____ | 175 |
| Anexo C. 32. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar, volverse a subir y haber estado un tiempo en la caminadora. _____ | 175 |
| Anexo C. 33. Prueba en sujeto sano. Prueba con short oscuro. _____ | 176 |
| Anexo C. 34. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora. _____ | 176 |
| Anexo C. 35. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora. _____ | 177 |
| Anexo C. 36. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir. _____ | 177 |
| Anexo C. 37. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón azul oscuro. _____ | 178 |
| Anexo C. 38. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón holgado. El pantalón holgado muestra más extensión en la zona cercana al 100%. _____ | 178 |
| Anexo C. 39. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora; con short holgado. _____ | 179 |

| | |
|--|-----|
| Anexo C. 40. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora; con short holgado. _____ | 179 |
| Anexo C. 41. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir; con short holgado. _____ | 180 |
| Anexo C. 42. Prueba en sujeto sano. _____ | 180 |
| Anexo C. 43. Prueba en sujeto sano. Prueba con las mejores condiciones para el sistema. _____ | 181 |
| Anexo C. 44. Prueba en sujeto sano. Prueba con las mejores condiciones para el sistema. _____ | 181 |
| Anexo C. 45. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia para rodilla y tobillo. _____ | 182 |
| Anexo C. 46. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia para rodilla y tobillo. _____ | 182 |
| Anexo C. 47. Prueba en sujeto actualmente sano. Accidente en la infancia en el pie. Baja acutancia en cadera. _____ | 183 |
| Anexo C. 48. Prueba en sujeto actualmente sano. Accidente en la infancia en el pie. Baja acutancia por pantalón oscuro. _____ | 183 |
| Anexo C. 49. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia en torso y en calzado. _____ | 184 |
| Anexo C. 50. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia. _____ | 184 |
| Anexo C. 51. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia en cadera. _____ | 185 |
| Anexo C. 52. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia. _____ | 185 |
| | |
| Anexo D. 1. Análisis de la pierna derecha mediante el sistema desarrollado. _____ | 186 |
| Anexo D. 2. Información proporcionada por parte de (Kirtley, 2019) sobre el análisis de este paciente. _____ | 186 |
| Anexo D. 3. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). El video no alcanza a grabar ni un ciclo para ser analizado por el sistema desarrollado. _____ | 187 |
| Anexo D. 4. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). El video no alcanza a grabar ni un ciclo para ser analizado por el sistema desarrollado. _____ | 188 |
| Anexo D. 5. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). El video no alcanza a grabar ni un ciclo para ser analizado por el sistema desarrollado. _____ | 189 |
| Anexo D. 6. Análisis de la pierna derecha mediante el sistema desarrollado. Video que proporciona un ciclo para el análisis. También se ve información proporcionada por (Kirtley, 2019). _____ | 190 |
| Anexo D. 7. El análisis de este video no se acomoda de forma correcta debido a que el caminado de la niña no respeta siempre el contacto de tobillo para separar los ciclos. Además, a mitad del experimento se detiene un tiempo. _____ | 191 |

| | |
|--|-----|
| Anexo D. 8. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). OpenPose necesita tener en escena a la persona completa para una correcta identificación, lo cual no sucede. _____ | 192 |
| Anexo D. 9. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). OpenPose necesita tener en escena a la persona completa para una correcta identificación, lo cual no sucede. _____ | 193 |
| Anexo F. 1. Fotogramas de 5 diferentes experimentos los cuales se combinaron para el experimento de reproducibilidad. _____ | 233 |
| Anexo F. 2. 154 ciclos de la marcha provenientes de 5 experimentos diferentes. _____ | 234 |
| Anexo F. 3. Análisis de varianzas y gráficas de barra de aporte a la variación por el estudio R&R, el aporte de la repetibilidad, el aporte de la reproducibilidad y el aporte parte a parte (nulificado para este estudio). _____ | 234 |
| Anexo F. 4. Fotogramas de 4 diferentes experimentos los cuales se combinaron para el experimento de reproducibilidad. _____ | 236 |
| Anexo F. 5. 130 ciclos de la marcha provenientes de 4 experimentos diferentes. _____ | 237 |
| Anexo F. 6. Análisis de varianzas y gráficas de barra de aporte a la variación por el estudio R&R, el aporte de la repetibilidad, el aporte de la reproducibilidad y el aporte parte a parte (nulificado para este estudio). _____ | 237 |

Lista de Tablas

Capítulo 1. Análisis biomecánico de la marcha humana

| | |
|---|----|
| Tabla 1. 1. Errores funcionales en la rodilla. _____ | 53 |
| Tabla 1. 2. Patologías y su desviación funcional (Jacqueline & Jon R, 1992). _____ | 56 |
| Tabla 1. 3. Comparativa entre sistemas externos y portables (Muro-de-la-Herran et al., 2014). _____ | 67 |

Capítulo 2. Diseño de un sistema para la medición del ángulo de rodilla

| | |
|---|----|
| Tabla 2. 1. Recopilado de sistemas de adquisición de datos relacionados con la marcha y su aplicación habitual. Tabla adaptada de (Muro-de-la-Herran et al., 2014). _____ | 73 |
|---|----|

Capítulo 4. Validación experimental y evaluación del sistema desarrollado

| | |
|---|-----|
| Tabla 4. 1. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en ropa y luz ambiente. Color de pantalón claro similar al fondo de la escena. _____ | 119 |
| Tabla 4. 2. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en velocidad y braceo. _____ | 119 |
| Tabla 4. 3. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en ropa. Color de pantalón claro similar al fondo de la escena. _____ | 119 |
| Tabla 4. 4. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en ropa. _____ | 120 |
| Tabla 4. 5. Tabla de análisis estadístico de reproducibilidad. _____ | 120 |
| Tabla 4. 6. Índices R&R de las pruebas realizadas en pasillo. _____ | 127 |

Introducción

Antecedentes

La importancia de la captura de movimiento del ser humano ha ido aumentando conforme aumenta la cantidad de distintas aplicaciones que se le pueden dar. Una de las aplicaciones de estos sistemas de captura de movimiento se encuentra, por mencionar un ejemplo, en el sector salud. Por ejemplo, un cirujano podría comparar un movimiento pre-cirugía de una articulación o miembro contra un movimiento post-cirugía (Eltoukhy, Asfour, Thompson, & Latta, 2012) y así observar de una mejor manera la evolución del paciente.

Diversas técnicas de captura de movimiento son utilizadas para el estudio y reproducción del movimiento humano. Estas técnicas de captura de movimiento se basan en diferentes algoritmos y métodos con la finalidad de obtener datos fidedignos que representen el movimiento del sujeto y, gracias a ello, poder realizar post-procesamientos con base en estos datos.

Existen sistemas de captura de movimiento que se apoyan en marcadores de distintos tipos (los cuales son objetos que resaltan, ya sea por contraste de color, emitiendo una luz, etcétera) que se colocan sobre el sujeto. También existen sistemas que evitan el uso de marcadores. Los sistemas con y sin marcadores tienen diferentes ventajas y desventajas, lo cual ha hecho que investigadores alrededor del mundo enfoquen esfuerzos en ambas técnicas de captura de movimiento.

En la literatura se encuentran diferentes alternativas en cuanto a los sistemas de captura de movimiento, basándose en la metodología que usan para adquirir y procesar datos. Sin embargo, aunque existe diversificación, la mayoría son para investigación. Los que son sistemas comerciales, normalmente son de altos costos. Existen, de manera general, dos características de los sistemas de captura de movimiento que impiden su uso masificado:

- **La necesidad de sistemas específicos y/o costosos.** Algunos de estos sistemas de captura de movimiento usan elementos específicos que no son tan fácil de adquirir para un consumidor final. Por ejemplo, un sistema desarrollado en laboratorio con sistemas inerciales implica adquirir instrumentos y sensores que pueden no ser totalmente enfocados para la aplicación deseada y se tienen que adecuar. Otros ejemplos son, el uso de espacios destinados especialmente para la captura, sistemas de visión especializados, software especializado, sistemas de cómputo dedicados, etcétera.
- **La dificultad en la preparación o instalación del sistema.** Algunos sistemas de captura de movimiento para estudio implican el uso de ambientes estructurados, que son zonas específicas controladas para realizar la tarea (luz ambiente controlada, cámaras colocadas en lugares específicos, fondos de escena controlados para hacer contraste, etcétera). Otros sistemas implican una preparación para el experimento en donde se debe preparar al sujeto de la prueba, colocando marcadores o algún tipo de dispositivo sobre su cuerpo para la adquisición de datos.

Los obstáculos para el uso masificado de estos sistemas representan un desafío cuya solución es un área de oportunidad que se puede aprovechar. Sin embargo, se debe tomar en cuenta que estos obstáculos son dependientes de la cantidad de datos que se quieren adquirir de la captura de

movimiento. Estos datos pueden ir desde simples movimientos de los miembros del cuerpo, hasta la identificación de las fuerzas ejercidas por cada músculo, por mencionar un ejemplo.

Algunos sistemas de captura limitan sus características dependiendo los parámetros biomecánicos (características biomecánicas del cuerpo) que se deseen adquirir. Esto se hace con la finalidad de aprovechar las áreas de oportunidad anteriormente expuestas. Por ejemplo, existen sistemas dedicados exclusivamente al análisis de la marcha humana.

Las variantes en el movimiento de los miembros inferiores del cuerpo durante la marcha humana representan información sobre el estado de salud y calidad de movimiento. Por ejemplo, el ángulo de flexión de rodilla, registrado durante el ciclo de la marcha, genera una gráfica conocida y generalizada para sujetos sanos. Esta información puede ser usada como herramienta para un experto en el área de la salud en el análisis de patologías en el caminado humano. Algunos ejemplos en donde el análisis del ángulo de rodilla muestra información clara entre un paciente sano y uno con patología son la artritis degenerativa, hemiplejía en adultos, la rigidez de rodilla, y la diplejía (Jacqueline & Jon R, 1992).

Combinando el conocimiento que nos ofrece el cuerpo humano, junto con los diferentes estudios que se han hecho para realizar la simplificación de la adquisición de estos datos, obtenemos la posibilidad de crear herramientas que pueden cumplir con las áreas de oportunidad descritas anteriormente. Por ejemplo, la flexión del ángulo de rodilla es capaz de ofrecer una información precisa a partir de información 2D, aún cuando el cuerpo humano es un objeto 3D (L & Aj, 2014; Nielsen, 2008; Schurr, Marshall, Resch, & Saliba, 2017) y este parámetro biomecánico también es capaz de ofrecer información clínica crítica sobre la marcha.

Justificación

Contar con un sistema de captura de movimiento eficiente ofrece la oportunidad de trabajar con distintas aplicaciones, en diversos ámbitos de ciencia y tecnología. Un sistema de estos también permite la oportunidad de abordar nuevas ideas de investigación, así como implementar tareas que, con otro tipo de metodologías, podrían ser más complejas. Sin embargo, los sistemas comerciales de captura de movimiento son de alto costo, además de presentar requisitos restrictivos de adecuación de ambiente para realizar las pruebas de captura. Además, los sistemas de captura para investigación, basados en técnicas tradicionales (como triangulación con cámaras, o pasillos equipados con sensores y demás instrumentos), implican, en su mayoría, el uso de elementos que no son de fácil adquisición.

Buscando abordar y aportar una solución a la problemática mencionada, se necesita desarrollar un sistema de captura con las siguientes características:

- usar elementos de fácil adquisición,
- condiciones nulas o pocas condiciones restrictivas para realizar el experimento y en la ubicación de la captura de movimiento,
- ser económico.

Naturalmente, el sistema de captura de movimiento que se desarrolle debe ser capaz de ofrecer resultados útiles. Éste sistema debe ser capaz de ofrecer, al menos, resultados cualitativos.

Un movimiento común y repetitivo del ser humano es la marcha, por lo cual es un objetivo de estudio perfecto para enforzar el desarrollo del sistema. Sin embargo, el estudio completo de un análisis de marcha, junto con la síntesis de un modelo que nos pueda brindar la solución a un problema relacionado con la marcha humana, abarcaría una gran cantidad de tiempo para completarlo. Por su gran magnitud, se debe seccionar con el fin de completarlo de forma eficaz y eficiente. Por lo cual, en este trabajo de tesis, se trabajará con la selección de sensores, con la consecuente implementación, la obtención de datos y con la organización y presentación de estos.

Tomando en consideración lo anterior, para este trabajo se consideran los objetivos presentados en la siguiente subsección.

Se propuso que las cualidades principales del sistema es que sea capaz de realizar el análisis a partir de un video tomado desde un celular y que el sistema no use marcadores (economización de elementos usados, así como fácil preparación para el experimento). Además, se busca que el sistema no requiera condiciones estrictas de ambiente, como, por ejemplo, un fondo plano o de cierto color, ni tampoco condiciones de luz estrictas.

Objetivo General

El objetivo principal de este trabajo es proponer, diseñar y desarrollar un sistema para la medición del ángulo de rodilla durante la locomoción del ser humano.

Objetivos Particulares

Como objetivos específicos, podemos encontrar los siguientes:

- planeación y diseño del sistema de adquisición de los datos,
- planteamiento del algoritmo para el procesamiento de los datos y medición de los parámetros biomecánicos seleccionados,
- desarrollo del sistema de adquisición,
- validación experimental del sistema.

Organización de la tesis

La estructura de esta tesis está compuesta por cuatro capítulos principales. El primer capítulo presenta toda la información necesaria para crear un contexto en el cual el lector pueda seguir el porqué de la selección y forma de desarrollo del proyecto. Los tres capítulos restantes se enfocan en lo que se refiere a este proyecto de tesis, convirtiéndose en una lectura ligera gracias al contexto establecido por el primer capítulo.

En el primer capítulo presenta un compilado de información base a partir de la cual se desarrolla el proyecto de tesis. Esta información está seccionada en lo que corresponde a los conceptos claves para el entendimiento de lo que es la biomecánica y lo que conlleva el estudio de la marcha humana. Después, se explica cómo trabaja el cuerpo humano en una marcha humana normal y como ésta presenta diferencias al momento de que se presenta una patología. Finalmente se aborda toda la información necesaria para explicar las diferentes técnicas de análisis de la marcha humana, así como la forma, las ventajas y desventajas de los sistemas actuales para la adquisición de datos de la marcha humana.

En el segundo capítulo se presenta toda la información correspondiente al diseño del sistema desarrollado. Primeramente, se expone la parte de comparativa y selección de la técnica adecuada para el sistema de adquisición de datos. Después, se presenta la forma en que debe estar constituido el algoritmo para procesar los datos adquiridos de una forma adecuada a las necesidades de este sistema. Finalmente, se realiza una propuesta de la correcta forma de presentación final de resultados procesados.

En el tercer capítulo se presenta de una manera más técnica el desarrollo del proyecto. Se establecen las condiciones finales necesarias para los elementos usados para la adquisición de datos. Se presenta todo lo correspondiente al desarrollo de software necesario para completar el objetivo principal. Finalmente, se exponen los problemas que se presentaron, así como los complementos añadidos para la correcta implementación del sistema.

Finalmente, en el cuarto capítulo, se presenta todo lo relacionado con las pruebas estadísticas a las que fue sometido el sistema desarrollado. Se muestran los resultados cualitativos del sistema, así como los resultados cuantitativos. En cuestión de los últimos, se muestran los resultados de las pruebas para identificar si el sistema es repetible y reproducible. También se presentan los resultados de las pruebas para identificar la exactitud y precisión del sistema. Finalmente se muestran resultados del sistema en condiciones adversas al momento del experimento.

Capítulo 1. Análisis biomecánico de la marcha humana

La realización de un análisis de la marcha humana implica una mezcla de conocimientos, tanto de la biología, como de la mecánica. En la sección 1.1 se introducen los conceptos más generales de la *biomecánica* y nos lleva hasta la explicación del análisis de la marcha humana. Lo anterior nos establece una base de lo que existe en este ámbito de la ciencia para continuar con la sección 1.2 en donde se presentan los métodos actuales para la adquisición de datos para el análisis de la marcha humana. Finalmente llegamos a la sección 1.3 en donde se muestra cómo se organizan los datos que se pueden recopilar sobre la marcha humana.

1.1 Conceptos biológicos

La biomecánica es el estudio de las estructuras, funciones y movimientos de los aspectos mecánicos de los sistemas biológicos, en cualquier nivel desde organismos completos hasta órganos, células y organelos celulares, usando los métodos de la mecánica (Hatze, 1974). Además, también se enfoca en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que pueden verse sometidos estos sistemas biológico-mecánicos (Vera, 1994).

La Biomecánica está presente en diversos ámbitos, aunque cinco de ellos son los más destacados en la actualidad (Rayo, 2019):

1. **La biomecánica médica.** Evalúa las patologías que aquejan al humano para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas.
2. **La biomecánica fisioterapéutica.** Evalúa las disfunciones del sistema musculoesquelético en el ser humano, para poder observar, evaluar, tratar o disminuir dichas disfunciones. Para realizar esta acción de una manera adecuada, la biomecánica fisioterapéutica aborda la anatomía desde un punto de vista funcional, entiende el “porqué” y el “cómo”, es decir, cómo funcionan las articulaciones. La biomecánica fisioterapéutica analiza funciones articulares como la estabilidad, la movilidad y la protección analizando el equilibrio que se da entre ellas, todo esto, siguiendo términos anatómicos internacionales.
3. **La biomecánica deportiva.** Analiza la práctica deportiva para mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales y equipamiento de altas prestaciones. El objetivo general de la investigación biomecánica deportiva es desarrollar una comprensión detallada de los deportes y sus variables de desempeño para mejorar el rendimiento y reducir la incidencia de lesiones.
4. **La biomecánica ocupacional.** Estudia la interacción del cuerpo humano con los elementos con que se relaciona en diversos ámbitos (en el trabajo, en casa, en la conducción de automóviles, en el manejo de herramientas, etc.) para adaptarlos a nuestras necesidades y capacidades. En este ámbito se relaciona con otra disciplina como es la ergonomía. Últimamente se ha hecho popular y se ha adoptado la biomecánica ocupacional debido a que proporciona las bases y herramientas para reunir y evaluar los procesos biomecánicos en lo que se refiera a la actual evolución de las industrias. Lo anterior se hace con el énfasis en la mejora de la eficiencia general de trabajo y la prevención de lesiones relacionadas con el trabajo.

5. **La biomecánica forense.** Se ocupa de estudiar los mecanismos de lesión que se pueden producir en el cuerpo frente a choques, colisiones, actuación de esfuerzos de consideración. Aplica los conceptos biomecánicos con el fin de determinar mecanismos causales, y aclarar el modo en que se pudieron producir las lesiones. Marca una diferencia con la biomecánica médica en el hecho de que estas lesiones son únicas para cada persona que las sufre, debido a la naturaleza de la fuerza que produce la lesión.

Existe un alto enfoque de investigación en cada una de las subdisciplinas mencionadas con la finalidad de obtener beneficios para el ser humano. Esta relación del movimiento mecánico con aspectos biológicos nos produce un vasto campo de estudio del cual la ciencia ha abordado de diferentes maneras. Los campos de investigación mencionados con anterioridad tienen su origen en el estudio de la *locomoción humana*.

1.1.1 La locomoción humana

La locomoción es, según la Real Academia Española, el desplazamiento de un lugar a otro. Otra definición similar es que la locomoción humana implica el cambio de espacio de la localización del cuerpo humano mediante una acción motora (Watson, 1999). Sin embargo, el término de locomoción humana varía dependiendo del trabajo que se consulte.

Con motivos de homogenización de términos en este documento, se tomará la locomoción humana como la transición del cuerpo de un punto a otro por medio de una marcha bípeda. Esta definición puede parecer ‘simple’, pero su análisis requiere la recopilación de una enorme cantidad de datos, tales como fuerzas, aceleraciones y ángulos de las articulaciones, por mencionar algunos ejemplos, para seguir el ciclo completo del movimiento. Una completa descripción de la locomoción implica la consideración tanto de la cinemática como de la cinética de todas las extremidades que se usan para generar este movimiento, en todos sus múltiples detalles (Charalambous, 2014). Sin embargo, realizar la recopilación de los datos mencionados anteriormente, solo nos arrojaría información en bruto. Estos datos deben analizarse e interpretarse para extraer información sintetizada que permita la elaboración de modelos de locomoción útiles (simples o adaptados para la investigación y desarrollo en biomecánica).

1.1.2 El estudio de la locomoción humana

Para lograr una implementación completa de un sistema dedicado al estudio de la locomoción humana, desde el planteamiento de un problema, hasta la propuesta de solución e incluso la aplicación de ésta, es necesario realizar un estudio extensivo y completo. Un estudio completo consta de la integración de diferentes áreas, tanto de la ingeniería, como también de la medicina y es de tal magnitud que es necesario seccionarlo, proponiendo metas de corto alcance para, en algún punto a largo plazo, lograr la finalidad deseada.

Actualmente, el estudio de la locomoción humana tiene un enfoque en la resolución de problemas, categorizados por Wade (Wade & Matarić, 2009) en alguna de las siguientes ramas:

- Mejora en la eficiencia y ergonomía en **deportes** o en la **industria**. En estos campos de estudio, se pretende aumentar la eficiencia de las personas, basándose en la ingeniería, para

evitar lesiones o para agilizar un movimiento (Lapham, Bartlett, 1995). En el campo de los deportes, la investigación se centraría en el análisis de las diferentes fuerzas ejercidas por cada músculo, a través de un electromiograma (White & Winter, 1992). Se pueden observar este tipo de estudios en corredores, pero también en otros tipos de actividades como nado o levantamiento de pesas (Wahab & Bakar, 2011). En la industria, tenemos un ejemplo de reciente creación mostrado en la Figura 1.1 en la cual se agiliza el movimiento de objetos en almacenes, conociendo, en tiempo real, la ubicación de las personas que laboran ahí. Además, lo combinan con un sistema de ultrasonido para conocer la ubicación de la mano.

- Sistemas **clínicos** preventivos, de detección, de cuidado y de monitoreo de la salud en terapias o a largo plazo. Desde un punto de vista clínico, el estudio de las características de la marcha humana beneficiaría a un grupo grande de la población afectada por diferentes desórdenes relacionados con la marcha. Estas características de la marcha han sido objeto de múltiples estudios. Por mencionar un ejemplo, Mummolo et al. (2013) cuantificaron las características de la marcha humana para proveer un mejor entendimiento de los principios del caminado. Además, los sistemas de monitoreo continuo han demostrado proveer de datos muy útiles al momento de predecir o prevenir una lesión (Eesti Innovatsiooni Instituut, 2017). Asimismo, aplicados en terapias, proveen de manera cuantitativa, un registro de mejoría en el paciente (Toulotte, Thevenon, Watelain, & Fabre, 2006).
- Creación de **robots, prótesis y órtesis** con funciones más cercanas a las que se quieren emular. Muchos estudios que se han realizado para lograr que un robot bípedo camine, se han basado en cómo el humano u otros animales bípedos se desplazan (Gallego, Juan; Forner, 2008; Perez, 2009). Hablando de las prótesis y órtesis, estas conllevan un estudio previo de la cinética y cinemática del cuerpo humano. Las prótesis emulan los movimientos del humano. Por ejemplo, tenemos el caso del miembro prostético modular desarrollado por el Laboratorio de Física Aplicada de la Universidad Johns Hopkins y usado por Les Baugh (Fifer et al., 2014). Las órtesis pueden generar mayor eficiencia en los movimientos del cuerpo humano. Por ejemplo, el *Body Extender* creado por el laboratorio *Perceptual Robotics Laboratory* (Marcheschi, Salsedo, Fontana, & Bergamasco, 2011).
- **Interacciones** entre humanos y robots, o entre humanos y computadoras. Para la adquisición correcta y fiable de datos, se necesitan de algoritmos robustos y sensores adecuados para la captación de estos datos y lograr la finalidad deseada. En este caso, solo es necesario registrar los datos necesarios según como se diseñe la interacción entre el humano y el robot/la computadora. Un ejemplo de actualidad es el *Virtuix Omni* (Virtuix, 2013), el cual es un dispositivo que es capaz de registrar el caminado de una persona para usar estos datos en software, específicamente dedicado a la captura de movimiento para videojuegos.
- **Identificación** de personas para propósitos de seguridad. El análisis de la marcha es capaz de identificar características específicas para cada persona, inclusive cuando estas entren en la categoría de personas clínicamente sanas. Por lo cual, se usan estas características generales de su silueta y movimientos entre los diferentes segmentos del cuerpo del sujeto al caminar con la finalidad de distinguir e identificar personas (Narayan, Gomatam, & Sasi, 2004).

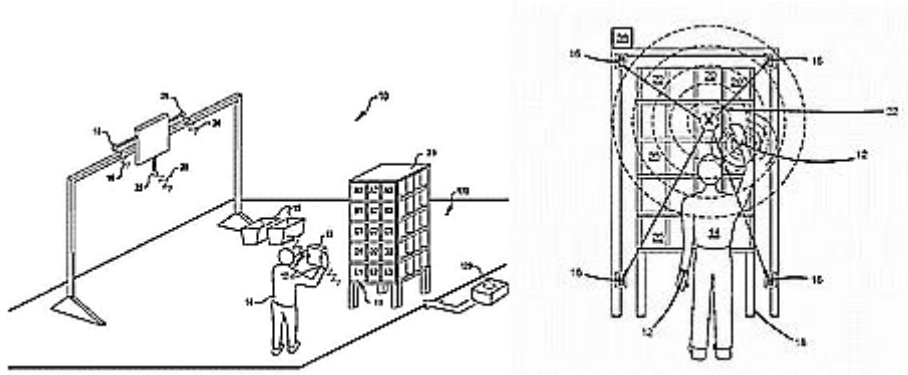


Figura 1. 1. Patente de Amazon para la eficiencia en la industria. (Patent No. US 9,881,277 B2, 2018).

1.1.3 El análisis de la marcha

El análisis de la marcha (*Gait Analysis*) es el estudio sistemático de la locomoción bípeda humana. Este tipo de análisis involucra la medición, descripción y registro de las cantidades que caracterizan la locomoción humana. A través del análisis de la marcha, se pueden identificar las fases de marcha como se muestra en la Figura 1.2. A partir de un análisis de la marcha, se pueden determinar los parámetros cinéticos y cinemáticos de los eventos de la marcha humana y se pueden evaluar cuantitativamente las funciones musculoesqueléticas (Tao, Liu, Zheng, & Feng, 2012).

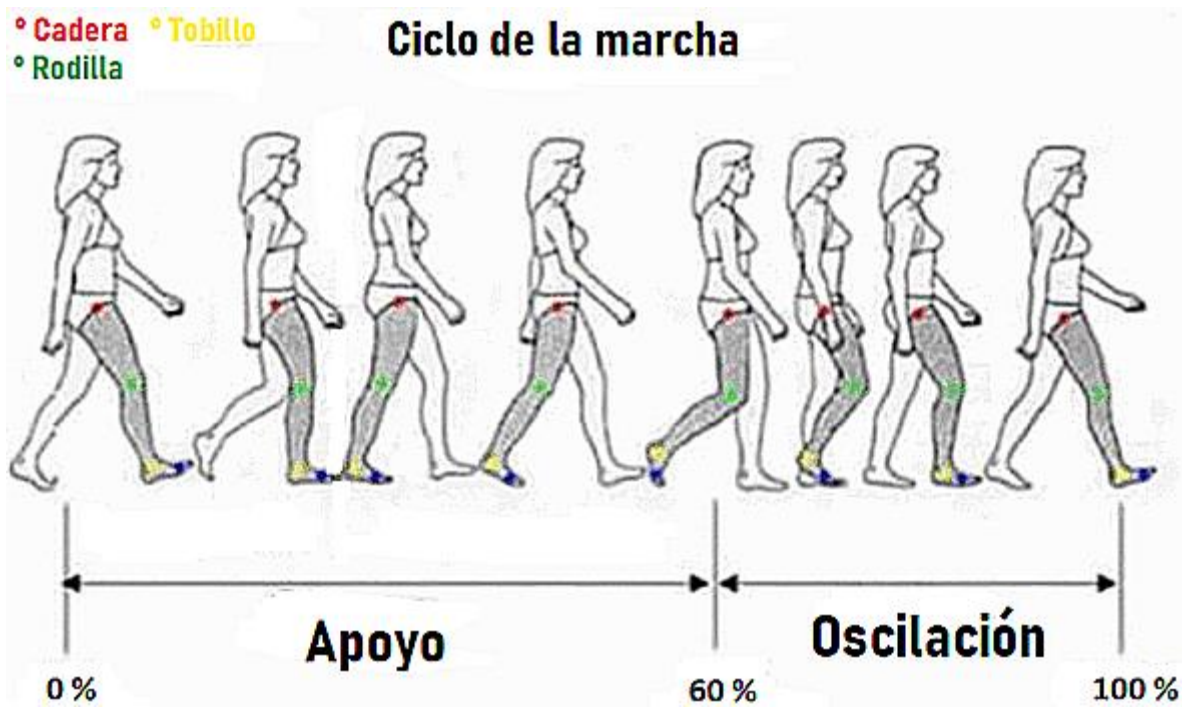


Figura 1. 2. Ciclo de la marcha en la locomoción humana. Adaptado de (Gao, Kyrarini, Razavi, Wang, & Graser, 2016).

Arbitrariamente se toma como inicio del ciclo el contacto de un miembro con el suelo. De este modo, el final de ciclo se alcanza cuando el miembro vuelve a contactar con el suelo (Jacqueline & Jon R,

1992). En ese intervalo de tiempo se producirá una serie de eventos que permite subdividir el ciclo en distintas fases y períodos: la consideración básica es que el miembro contacte o no con el suelo, definiéndose las 2 fases principales que son: de **apoyo** (60%) y **balanceo/oscilación** (40%), o *stance* y *swing*, respectivamente, en la terminología inglesa (Ernesto Maceira, 2003). Estas dos fases se pueden dividir en 8 subfases, 4 para la fase de apoyo (contacto inicial, respuesta de carga, fase de apoyo media y fase de apoyo terminal) y 4 para la fase de oscilación (pre-oscilación, oscilación inicial, oscilación media y oscilación final). Durante la marcha siempre existe contacto de, al menos, un pie con el suelo, a diferencia de lo que ocurre en otras formas de locomoción como la carrera, que comprende períodos de vuelo en los que ninguno de los miembros inferiores contacta con el suelo: la carrera no es más que una sucesión de saltos (Balius, Turro, Carles, Bonilla, & Cos, 1995; Viladot Voegeli, 2001).

Lo anterior se trabaja de una forma generalizada para todos los sujetos que son sometidos a un análisis de la marcha humana. Pero, por otro lado, existen diferentes aspectos a tomar en cuenta para abordar el análisis de la marcha, como puede ser, por ejemplo, la flexión que puede realizar cada articulación, el plano de análisis, el grupo de músculos en función de la actividad, etcétera. Estos aspectos toman relevancia al momento de realizar una selección de la finalidad de un análisis de la marcha parcial (analizando algunos aspectos y dejando otros fuera), así como en la selección de los elementos para los que se realizará la adquisición de los datos.

Movimientos de las extremidades inferiores del cuerpo humano

Por convención, al doblado de cualquier extremidad o parte del cuerpo se le llama flexión, mientras que, en contraste, a su enderezamiento se le denomina extensión (Huston, 2008), según se indica en la Figura 1.3. En esta Figura, la línea sólida indica la pierna que está demostrando el movimiento indicado.

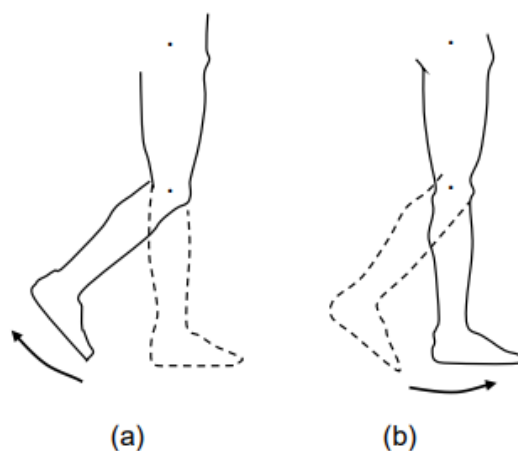


Figura 1. 3. (a) Movimiento de flexión, (b) movimiento de extensión (Huston, 2008).

Por otro lado, las rotaciones interna y externa mostradas en la Figura 1.4 son movimientos generados hacia el interior y exterior de la extremidad alrededor de su eje longitudinal (Bartlett, 2007). Estos movimientos también son conocidos, respectivamente, como rotación medial (Figura 1.4 (a)) y rotación lateral (Figura 1.4 (b)).

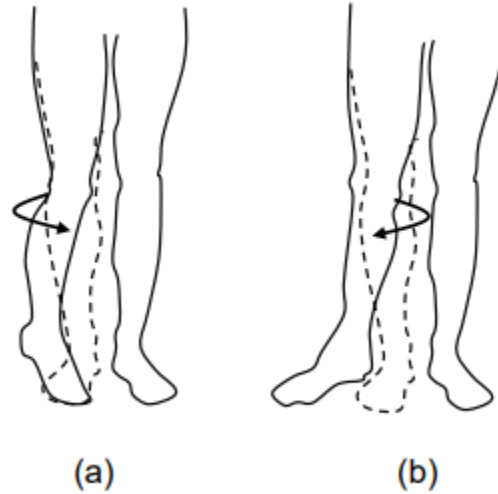


Figura 1. 4. (a) Movimiento de rotación medial, (b) movimiento de rotación lateral (Huston, 2008).

Por su parte, al movimiento desarrollado cuando las piernas se juntan se le llama aducción (adición), mientras que cuando las piernas se separan se le denomina abducción (Knudson, 2007). Ambos movimientos se pueden apreciar de manera clara en la Figura 1.5.

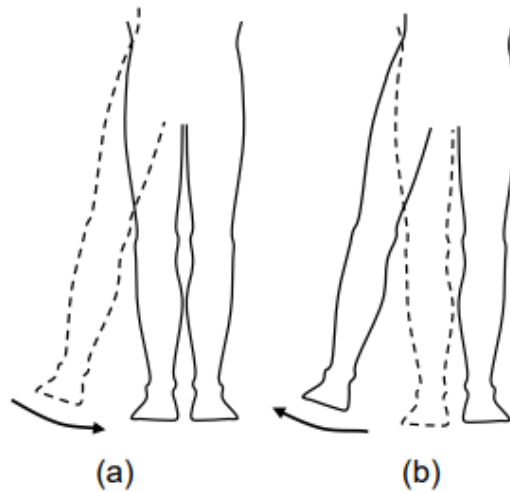


Figura 1. 5. (a) Movimiento de aducción, (b) movimiento de abducción (Huston, 2008).

Existen también algunos movimientos del pie que son de interés durante la caracterización del caminado humano. Cuando el pie es empujado hacia abajo, al movimiento efectuado se le describe como plantarflexión o flexión plantar (Huston, 2008), como se ilustra en la Figura 1.6 (a). En contraste, la elevación de los dedos hacia arriba es llamada dorsiflexión, indicada en la Figura 1.6 (b).

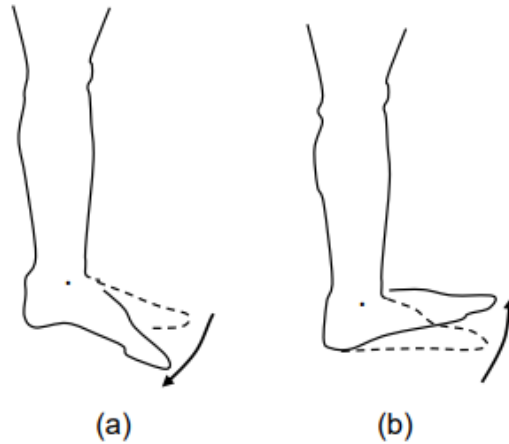


Figura 1. 6. (a) Movimiento de plantarflexión, (b) movimiento de dorsiflexión (Huston, 2008).

En la Figura 1.7 se muestran las posiciones de *varus* y *valgus*. Cuando las piernas de la persona están más juntas en las rodillas que en los pies (como juntando las rodillas), esa posición se le llama varus. Cuando las piernas de la persona están separadas a la altura de las rodillas, más que a la altura de los pies, la posición es llamada valgus.

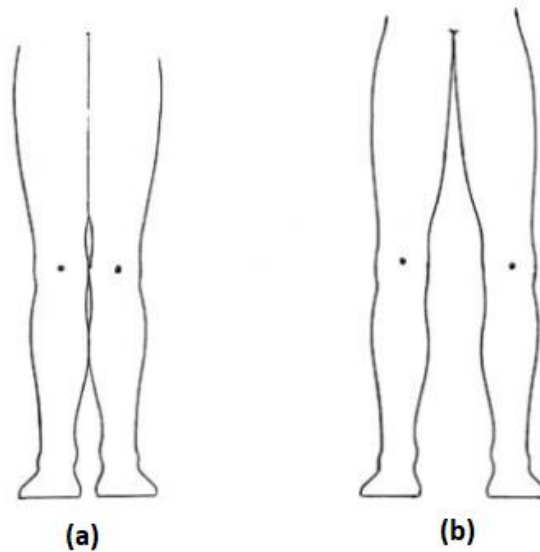


Figura 1. 7. (a) Configuración Varus (b) Configuración Valgus (Huston, 2008).

Similarmente, cuando las plantas de los pies son giradas hacia el exterior a fin de causar una configuración de pierna en valgus, el movimiento es descrito bajo el nombre de eversión (Figura 1.8 (a)) (Huston, 2008). Complementariamente, la rotación de los pies hacia el interior con el fin de causar una configuración de pierna varus es llamada inversión. (Figura 1.8 (b) (Huston, 2008)).

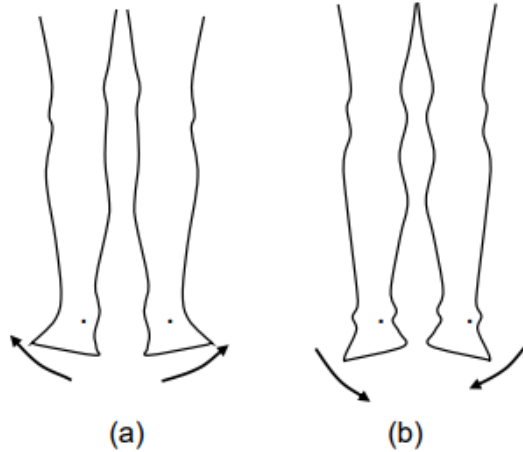


Figura 1. 8. (a) Movimiento de eversión, (b) movimiento de inversión (Huston, 2008).

A su vez, la pronación del pie implica una combinación de eversión y abducción del pie junto con la flexión dorsal del tobillo (Figura 1.9 (a)) a partir de su posición neutral (Figura 1.9 (b)). De manera contraria, la supinación involucra la inversión y aducción del pie en combinación con la plantarflexión (Figura 1.9 (c)) también desde la posición neutral (Knudson, 2007).

Finalmente, el movimiento que genera la pierna al describir un cono en el espacio es llamado circunducción, y resulta de la combinación de la flexión y extensión del miembro inferior junto con su abducción y aducción (Huston, 2008). Para caracterizar y analizar los movimientos durante el caminado antes descritos se han desarrollado técnicas y métodos con distintas propiedades.

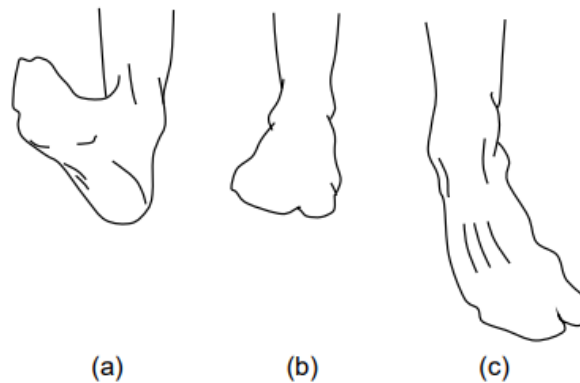


Figura 1. 9. (a) Movimiento de pronación, (b) posición neutral, (c) movimiento de supinación, de supinación (Lorimer & Neale, 2006).

Planos de análisis de la marcha humana

La mayoría de los movimientos articulares se pueden analizar en 3 planos de intersección perpendiculares entre sí. El punto común de intersección de estos tres planos se define más convenientemente como el centro de la articulación en estudio o el centro de masa de todo el cuerpo humano. En el último caso, los planos se conocen como planos cardinales: el plano sagital, frontal y horizontal, como se muestra en la Figura 1.10 (Bartlett, 2007).

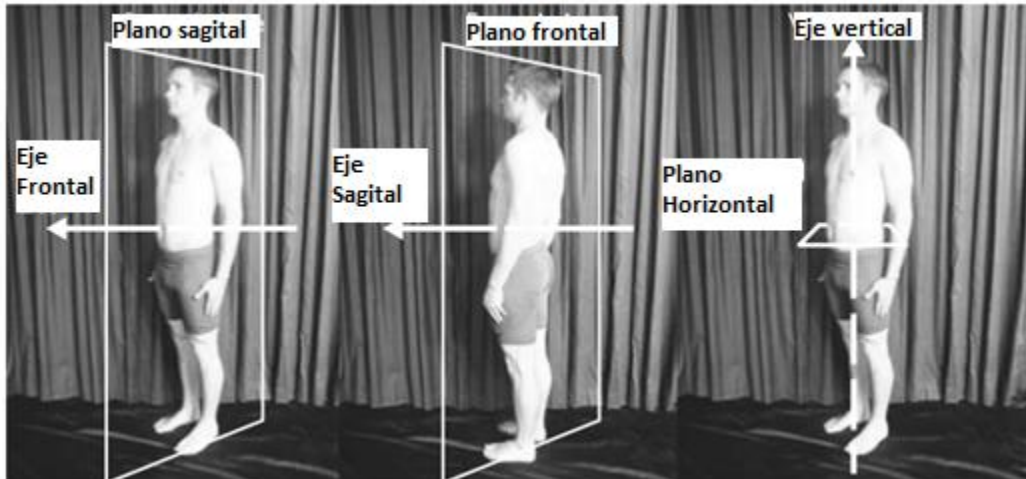


Figura 1. 10. Planos cardinales y ejes de movimiento: (a) plano sagital y eje frontal (b) plano frontal y eje sagital (c) plano horizontal y eje vertical. Imagen adaptada de (Bartlett, 2007).

Los movimientos en las articulaciones del sistema musculoesquelético humano son principalmente rotacionales y requieren colocar una línea perpendicular al plano en el que ocurren. Esta línea se coloca alrededor de la articulación y se conoce como eje de rotación. Se pueden definir tres ejes: el sagital, el frontal y el vertical (longitudinal) mediante intersección de pares de los planos de movimiento. Los principales movimientos sobre estos tres ejes para una articulación en particular son flexión y extensión sobre el eje frontal, abducción y aducción sobre el eje sagital, y rotación medial y lateral (interna y externa) sobre los ejes verticales (longitudinales) (Bartlett, 2007).

Los planos y ejes se pueden encontrar de la siguiente manera (Bartlett, 2007):

- **El plano sagital** es un plano vertical que pasa de la parte posterior (posterior) al frente (anterior), dividiendo el cuerpo en mitades izquierda y derecha, como en la Figura 1.11. También es conocido como el plano anteroposterior. La mayoría de los movimientos deportivos y de ejercicio que son casi bidimensionales, tales como correr y saltar largo, tienen lugar en este plano.
- **El plano frontal** también es vertical y pasa de izquierda a derecha, dividiendo el cuerpo en posterior y anterior, como en la Figura 1.11. También se conoce como el plano coronal o mediolateral.
- **El plano transversal** divide el cuerpo en mitades superior (superior) e inferior (inferior), como en la Figura 1.11. También se conoce como el plano horizontal.
- **El eje sagital** (Figura 1.11) pasa horizontalmente de posterior a anterior y está formado por la intersección de los planos sagital y horizontal.
- **El eje frontal o transversal** (Figura 1.11) pasa horizontalmente de izquierda a derecha y está formado por intersección de los planos frontal y horizontal.
- **El eje vertical o longitudinal** (Figura 1.11) pasa verticalmente de inferior a superior y es formado por la intersección de los planos sagital y frontal.

Los movimientos de los segmentos del cuerpo son definidos desde una postura anatómica definida (Figura 1.11) en donde se establece la perspectiva para cada plano o eje de movimiento en cada articulación. Esto permite homogenizar el entendimiento y reproducción del trabajo de diferentes investigadores.

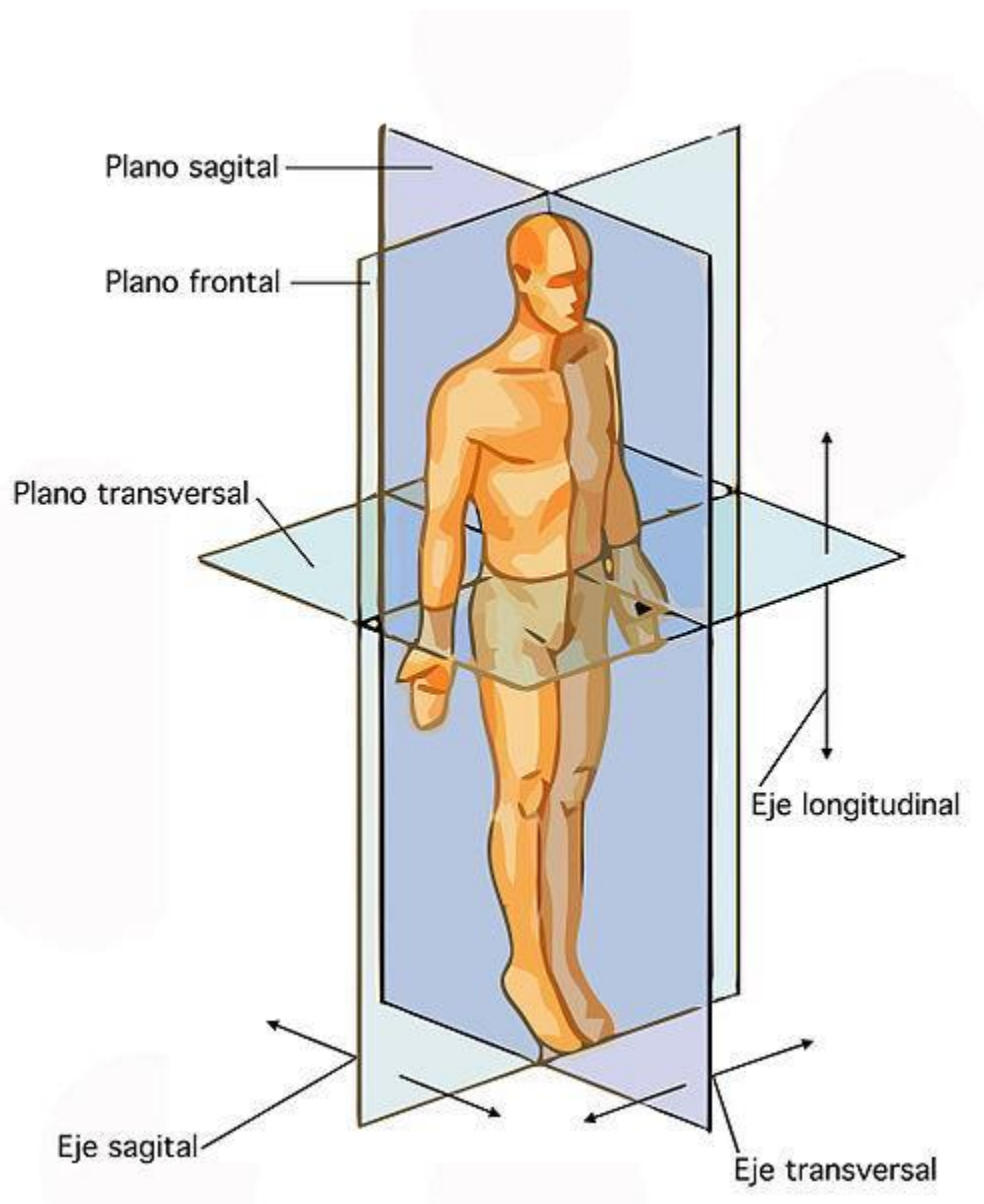


Figura 1. 11. Postura de referencia. Imagen recuperada de (Guaura, 2019).

1.1.4 Parámetros biomecánicos de la marcha humana

La investigación de la marcha humana implica la evaluación cualitativa y cuantitativa de varios factores que la caracterizan. Los factores de interés varían dependiendo del campo de investigación (Muro-de-la-Herran, García-Zapirain, & Méndez-Zorrilla, 2014).

Por ejemplo, cuando un médico quiere verificar la salud de su paciente en cuestión de su marcha, existen varios métodos que usan algunos parámetros biomecánicos específicos los cuales representan más claramente la marcha humana. Muro nos brinda un resumen (Muro-de-la-Herran et al., 2014) de los parámetros biomecánicos más relevantes para el estudio de la marcha humana:

- La velocidad.
- Cadencia. También llamado ritmo, es el número de pasos por unidad de tiempo.
- Distancia de paso corto izquierdo/derecho. Distancia lineal entre la colocación de un pie con respecto al otro.
- Longitud de zancada. Distancia en el eje sagital de la colocación entre ambos pies.
- Ancho de paso. Distancia en el eje transversal entre dos puntos equivalentes de ambos pies.
- Ángulo de paso. Dirección del pie durante el paso.
- Tiempo de paso corto.
- Tiempo de oscilación para cada pie. Tiempo desde que el pie deja de tocar el suelo hasta que vuelve a hacer contacto.
- Tiempo de soporte. Tiempo desde el momento en que el tobillo toca el suelo hasta que los dedos de los pies son levantados. Esto se hace para cada pie.
- Distancia recorrida.
- Autonomía de la marcha. El tiempo máximo que la persona puede caminar, tomando en cuenta el número y duración de cada parada que tuvo.
- Duración de las paradas.
- Existencia de temblores cuando se camina.
- Historial de caídas.
- Terreno desigual. Diferencia de alturas entre las bajadas y subidas.
- Rutas tomadas.
- Fases de la marcha
- Dirección de los segmentos de la pierna.
- Fuerzas de reacción en el suelo.
- Los ángulos de las diferentes articulaciones (tobillo, rodilla, cadera).
- Actividad eléctrica producida por los músculos.
- Fuerzas y momentos.
- Postura del cuerpo (inclinaciones, simetría).
- Mantener la marcha por largos periodos de tiempo.

Sin embargo, existen ciertos factores que modifican estos parámetros biomecánicos en una persona, los cuales pueden ser momentáneos e indeseables. Se debe procurar evitar estas situaciones al momento de la realización del experimento. Isaac et al. (2019) realizaron una recopilación de esos factores, los cuales son:

- **Superficie de caminado.** Los estudios muestran que cuando la superficie es inestable, como una superficie mojada, la velocidad de marcha, el rango de flexión de los miembros y la longitud del paso se reducen significativamente para mantener el control sobre el equilibrio (Menant, Steele, Menz, Munro, & Lord, 2009). Sin embargo, al caminar sobre otras superficies irregulares como hierba, una superficie esponjosa o con pequeños obstáculos, la velocidad de marcha se puede mantener con una cadencia variable y una longitud de zancada más larga (Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003). Incluso dos superficies regulares como el vinilo y la alfombra muestran una diferencia significativa entre ellas (Rozin Kleiner, Galli, Araujo do Carmo, & Barros, 2015). En superficies resbaladizas, también se pueden observar reducciones en la fase de apoyo, el pie de soporte de carga y en la longitud de zancada normalizada (Cham & Redfern, 2002).
- **Calzado.** Cuando el calzado es considerablemente diferente, también lo es la marcha del individuo. Esto concierne especialmente a los usuarios de tacones altos. Para mantener su estabilidad, las personas que usan tacones altos requieren más control sobre su centro de masa (Chien, Lu, & Liu, 2014) y tienden a tener tiempos de soporte dobles más largos (Menant et al., 2009). Estudios recientes muestran que los caminantes habitualmente calzados y los caminantes descalzos habituales exhibieron una diferencia de marcha significativa al cambiar su calzado en términos de longitud de paso y cadencia (Franklin, Grey, Heneghan, Bowen, & Li, 2015).
- **Heridas.** Cuando se lesiona cualquier parte de la región lumbar o miembro inferior, el individuo adopta naturalmente una marcha antálgica. El individuo camina evitando el dolor causado por la lesión. Este estilo de caminar restringe el rango de movimiento de la extremidad asociada, lo que conduce a una desviación de la marcha habitual proporcional a la magnitud de la lesión. La tesis de Ruoli Wang proporciona una investigación en profundidad sobre cómo las lesiones afectan la marcha (R. Wang, 2012).
- **Desarrollo muscular.** El desarrollo de los músculos proporciona un rango diferente de control sobre las partes del cuerpo que afectan la marcha. La gran masa de los músculos desarrollados altera el centro de masa en la extremidad móvil asociada, así como el propio cuerpo. El cambio depende de la diferencia en masa. El cambio en el centro de masa puede modificar la inclinación de la presión requerida para una estabilidad adecuada (Lee & Chou, 2006). Un extenso estudio sobre la correlación entre la masa muscular con el rendimiento de la marcha (Beudart et al., 2015) demuestra que la masa muscular se relaciona directamente con la velocidad de la marcha, especialmente en el caso de pacientes geriátricos.
- **Fatiga.** Cuando el individuo es sometido a fatiga, la estabilidad de la marcha en cuestión disminuye mientras se exhibe un notable aumento en la variabilidad de la marcha (Vieira, de Sá e Souza, Lehnem, Rodrigues, & Andrade, 2016). El tiempo necesario para la recuperación hacia la marcha normal depende del grado de esfuerzo aplicado al individuo para llegar a un estado fatigado y la resistencia del individuo. Este aspecto se observó en la tesis de Ashley Putnam (Putnam, 2013) en la que se realizó un estudio sobre el desempeño de cadetes del ejército con el protocolo de cinta para analizar el efecto del agotamiento en la mecánica de la marcha y posibles lesiones. Los cadetes corrieron hasta el agotamiento y se observó su

marcha. La marcha resultante tenía rigidez vertical inter- e intra-variable en las extremidades inferiores.

- **Entrenamiento.** Cuando el individuo es sometido a algún tipo de entrenamiento físico, es posible que su marcha también esté sujeta a cambios. Este cambio puede ser evidente como resultado del entrenamiento militar, una condición de carga prolongada, el uso prolongado de calzado particular y el entrenamiento deportivo.
- **Control extrínseco.** Los humanos tienen la capacidad de controlar su marcha hasta el punto de diferir de su marcha habitual. Una persona puede caminar a pasos pequeños, y dependiendo de cuán consciente de sí mismo pueda ser, puede caminar holgadamente o de una forma de pavoneo o puede realizar una caminata rápida o de puntillas. Otro asunto para tener en cuenta es el nivel de conciencia que el individuo tiene de su entorno. Esto correspondería a la tendencia a alterar la marcha, mientras que el autocontrol se correlaciona con el grado en que la persona puede alterar la marcha. Este factor explica cómo los miembros del ejército pueden sincronizar su marcha durante un avance en formación.
- **Control intrínseco.** Hay elementos que pueden controlar la marcha de una persona de tal manera que la persona a veces no se da cuenta del cambio que tiene lugar. El mejor ejemplo de este caso son las respuestas emocionales o el estado de ánimo del individuo: estado de felicidad, tristeza, enojo o cualquier otra emoción lo suficientemente fuerte como para impactar la marcha de uno. La variabilidad puede rondar de sutil a significativa y puede variar de una persona a otra. Los estudios relacionados se proporcionan por Montepare (Montepare, Goldstein, & Clausen, 1987).
- **Edad.** Aunque el factor puede no contribuir al cambio en la marcha durante un período corto, ciertamente influye en la marcha en gran medida. El envejecimiento, en general, provoca pérdidas musculoesqueléticas y neuromusculares. Para compensar estas pérdidas, el individuo realiza ciertos ajustes que se pueden observar en la marcha (Moniz-Pereira, Cabral, Carnide, & Veloso, 2012).
- **Ropa.** Si bien el cambio de ropa no modifica necesariamente la marcha por la ligera diferencia de peso, puede mostrar cambios en las siluetas asociadas. Este cambio afectaría a una parte importante de los algoritmos de reconocimiento de la marcha que depende de la configuración espacial de las siluetas. Sin embargo, un cambio mayor en el peso de la ropa, como un conjunto de invierno, tiene una mayor probabilidad de afectar la marcha en sí.
- **Carga.** El efecto de la carga puede influir significativamente en la marcha. En una condición cargada, como llevar una mochila, el individuo está sujeto a un peso mayor además de su peso corporal. Para regular la locomoción, el pie ejerce una presión más alta durante la flexión plantar generando una mayor fuerza de reacción al suelo que en la condición descargada (Castro et al., 2015). Además de la presión aplicada, el cuerpo debe hacer frente al cambio de equilibrio para una marcha estable (Mummolo, Park, Mangialardi, & Kim, 2016). La carga también puede ser asimétrica, como llevar un bolso de mano o llevar una maleta. En este caso, se observa una mayor diferencia en la rotación pélvica (Hyung, Lee, & Kwon, 2016). El cuerpo desplaza el movimiento pélvico para contrarrestar el desequilibrio causado por la carga.

1.2 Análisis de la marcha normal y patológica

Si nos centramos en el campo de la medicina, los cambios en la marcha revelan información sobre la calidad de vida de la persona. Esto es de especial interés cuando se busca información confiable en la evolución de diferentes enfermedades o condiciones como, por ejemplo (Muro-de-la-Herran et al., 2014):

- enfermedades neurológicas como la esclerosis múltiple o el Parkinson,
- enfermedades sistémicas, como las cardiopatías (en las cuales la marcha es claramente afectada),
- alteraciones en la deambulación dinámica debido a secuelas de accidentes cerebrovasculares,
- condiciones o enfermedades causadas por la edad, las cuales afectan a una gran cantidad de la población.

El conocimiento confiable y preciso de las características de la marcha en un tiempo dado, e incluso más importante, monitoreo y evaluación sobre el tiempo, nos darían un diagnóstico temprano de las enfermedades y sus complicaciones para ayudar a encontrar el mejor tratamiento.

Las escalas tradicionales utilizadas para analizar los parámetros de la marcha en condiciones clínicas son semi subjetivas. Estas se realizan por especialistas que observan la calidad de la marcha de un paciente haciéndole caminar. A veces, esto es seguido por una encuesta en la que se le pide al paciente que haga una evaluación subjetiva de la calidad de su modo de andar. La desventaja de estos métodos es que proporcionan mediciones subjetivas y, particularmente en relación con la precisión, tienen un efecto negativo en el diagnóstico, seguimiento y tratamiento de las patologías.

En contraste con estos antecedentes, el progreso en las nuevas tecnologías ha dado lugar a dispositivos y técnicas que permiten una evaluación objetiva de diferentes parámetros de la marcha, lo que resulta en una medición más eficiente y proporciona a los especialistas una gran cantidad de información confiable sobre la marcha de los pacientes. Esto reduce el margen de error causado por técnicas subjetivas.

1.2.1 Análisis de la marcha normal humana

A pesar de que existen diferencias fisiológicas entre cada persona, sobre todo si tomamos en cuenta las diferencias antropométricas alrededor del mundo, existe un patrón de caminado sano o normal, el cual todos seguimos. También, cabe señalar que existe un rango de tolerancia dentro del cual permite estas diferencias entre cada persona sana. Sin embargo, sí hay una diferencia marcada entre una marcha sana y una marcha afectada por alguna patología.

Las partes cruciales en cuanto a las articulaciones de los miembros inferiores a analizar para poder realizar un análisis son la cadera, la rodilla, el tobillo y el pie (la flexión con los dedos del pie, que sirven de soporte).

El tobillo

El tobillo es la unión entre la pierna (tibia) y el pie y presenta una situación única. El tobillo se encarga de realizar una distribución de fuerzas verticales (por parte de la tibia) a fuerzas horizontales distribuidas en el pie. Habitualmente, el tobillo se considera el sitio de todas las interacciones entre el pie y la pierna (Jacqueline & Jon R, 1992).

Mientras los arcos de movimiento del tobillo no son muy grandes, sí son críticos para la progresión y la absorción de impacto durante la fase de apoyo. Durante la fase de oscilación, el tobillo contribuye al avance de miembros (Eberhart, Inman, & Bresler, 1954). En la Figura 1.12 se puede observar una gráfica de los grados de movimiento del tobillo contra el ciclo de la marcha en forma porcentual.

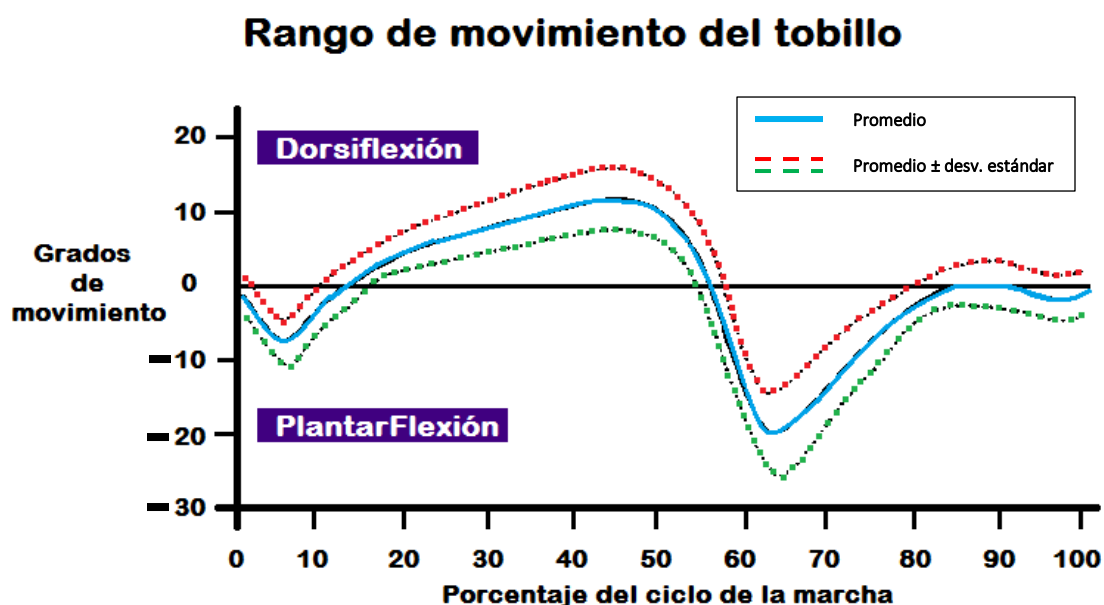


Figura 1. 12. Movimiento del tobillo: rango normal durante la caminata. Gráfica adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

La rodilla

La rodilla es la unión de los dos huesos largos (fémur y tibia) que constituyen los segmentos principales de los miembros inferiores. Pequeños arcos de movimiento resultan en cambios significativos en la ubicación del pie o del cuerpo. En consecuencia, la movilidad y estabilidad de la rodilla son factores importantes en patrón normal de caminar. Durante la fase de apoyo, la rodilla es la base determinante de la estabilidad de la extremidad. En la fase de oscilación, la flexibilidad de la rodilla es el factor principal en la libertad del miembro para avanzar (Jacqueline & Jon R, 1992).

La rodilla es una articulación complicada debido a que presenta rangos de movimiento en los tres planos. La rodilla está caracterizada por un gran rango de movimiento en el plano sagital y pequeños arcos de movilidad coronal y transversal, como se puede observar en la Figura 1.13.

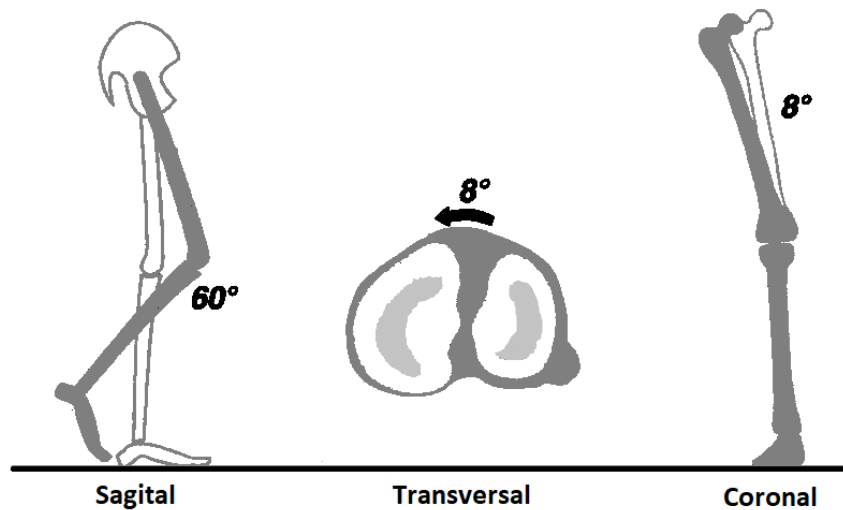


Figura 1. 13. Movimientos y arcos de la rodilla usados en el caminar libre, en 3 dimensiones: flexión en plano sagital (60°); rotación en plano transversal (8°); abducción en plano coronal (8°). Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

El movimiento sagital (flexión y extensión) es usado para la progresión en la fase de apoyo y para el avance del miembro en la fase de oscilación durante la marcha humana. El movimiento en el plano coronal facilita el balance vertical sobre el miembro, particularmente durante el soporte singular. La rotación transversal acomoda los cambios en la alineación mientras el cuerpo se balancea desde atrás hacia adelante en el miembro que lo soporta. A menos que la movilidad de la articulación sea exagerada por una patología, un simple análisis visual (realizado por un médico mediante observación) solo identifica el movimiento sagital. Son necesarios los sistemas instrumentados para discernir los otros eventos presentados en el plano transversal y coronal (Jacqueline & Jon R, 1992). En la Figura 1.14 se puede observar una gráfica de los grados de movimiento de la rodilla en plano sagital contra el ciclo de la marcha en forma porcentual.

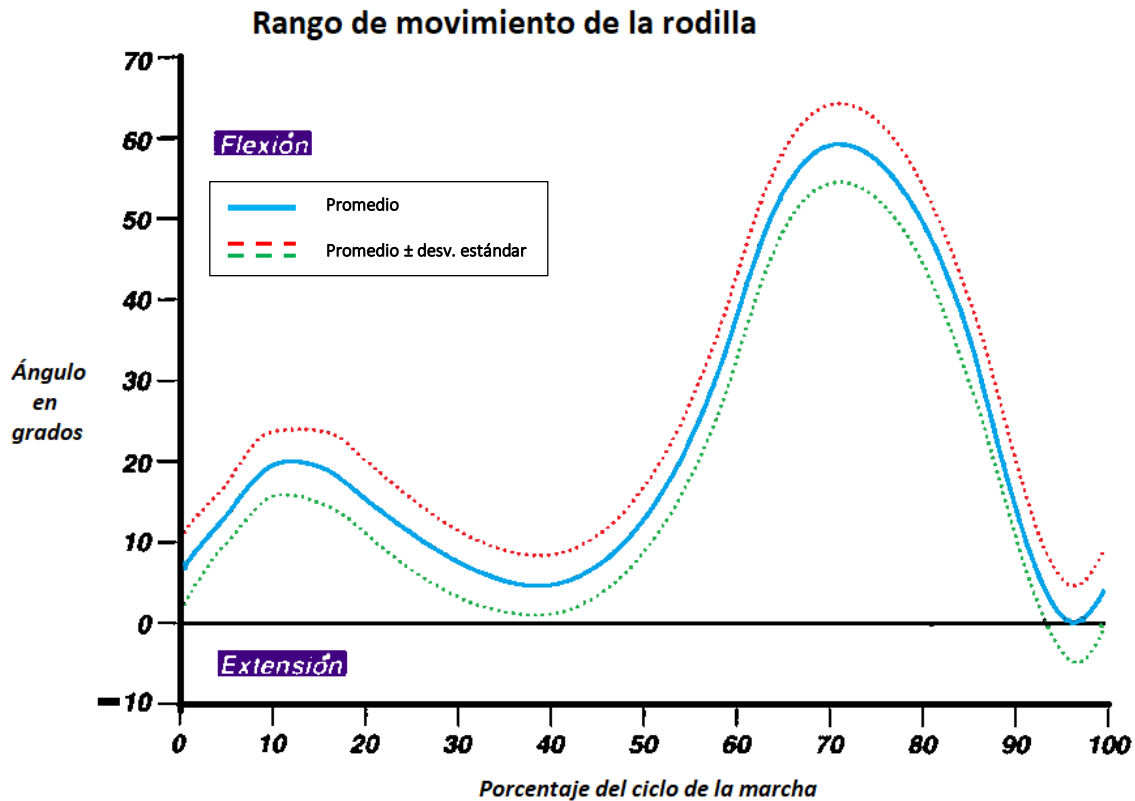


Figura 1. 14. Rango normal de movimiento de la rodilla durante un ciclo de la marcha en caminata libre. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992). Este ángulo es generado, tomando la pierna totalmente estirada como cero grados.

La cadera

La función de la cadera difiere de las otras articulaciones en varios aspectos. La cadera representa la unión entre la unidad pasajera (el tronco) y la unidad locomotora (los miembros inferiores). Como resultado, la cadera está diseñada para proporcionar movimiento tridimensional con control específico muscular (mover piernas y/o torso de forma independiente) para cada dirección (en los planos) de cada actividad (caminar, correr, mover un miembro específico, etcétera). El movimiento en el plano sagital (progresión) involucra el movimiento angular más grande (flexión), mientras que la actividad muscular es poca (Figura 1.15). En el plano coronal, el movimiento es limitado, pero las demandas musculares son sustanciales (Figura 1.16 (a)). La rotación transversal se mantiene como un evento sutil (Figura 1.16 (b)).



Figura 1. 15. Rango de flexión de la cadera; desde la perspectiva sagital. Imagen adaptada de (Davis, Ounpuu, DeLuca, & Romness, 1999).

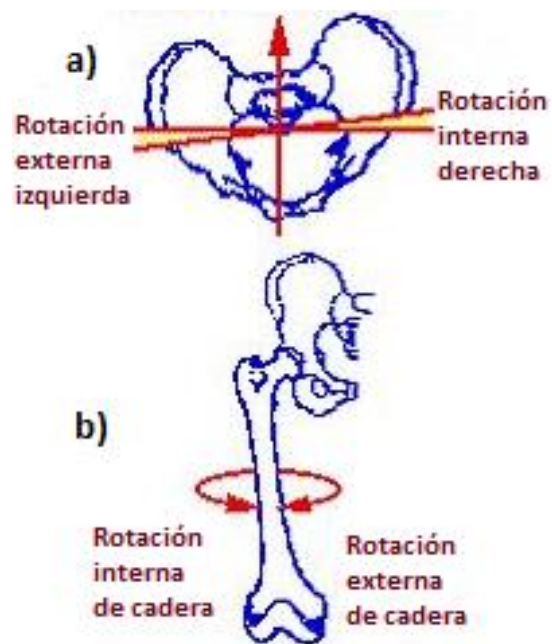


Figura 1. 16. a) Flexión de la cadera (zona de pelvis) en el plano coronal (frontal). b) Flexión de la cadera en el plano transversal (horizontal). Imagen adaptada de (Davis et al., 1999).

La función de la cadera varía con respecto a la fase en la que se encuentre en el ciclo de la marcha. Durante la fase de apoyo, el papel principal de los músculos de la cadera es la estabilización del tronco. En la fase de oscilación, el objetivo principal es el control de los miembros. (Jacqueline & Jon R, 1992).

Clínicamente, es habitual definir el movimiento de la articulación de la cadera por la trayectoria del desplazamiento del muslo desde el eje vertical (Figura 1.15)(Jacqueline & Jon R, 1992). Sin embargo, hay un arco de inclinación pélvica (Figura 1.16 (a)) en el plano frontal que puede provocar una modificación en el arco de movimiento sagital de la cadera. Debido a la complejidad de adquirir con precisión el arco de inclinación pélvica, el análisis instrumentado de movimiento normalmente mide el ángulo pélvico-fémur total. Aunque nunca se debe olvidar que, en la consideración de la mecánica de caminar, los movimientos de muslos y pelvis deben ser juzgado por separado. Durante la función normal, los rangos de movimiento pélvico son bastante pequeños.

La cadera se mueve en dos arcos de movimiento durante la zancada normal: extensión durante la fase de apoyo y flexión durante la fase de oscilación. El cambio de movimiento de una dirección a la otra es gradual, ocupando toda la fase de la marcha (Johnston & Smidt, 1969). Su rango de movimiento se puede observar en la gráfica de la Figura 1.17.

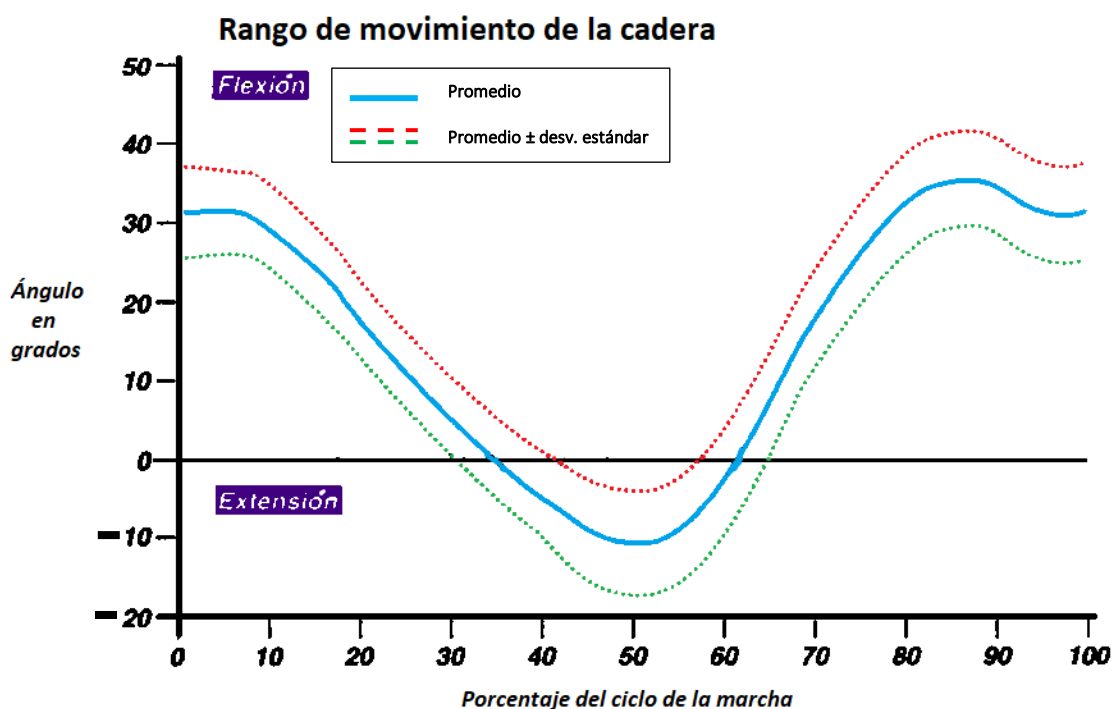


Figura 1. 17. Movimiento de la cadera. Rango normal durante la caminata libre. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

Si queremos una identificación más clara de la contribución del muslo a la longitud de zancada, es necesario realizar un análisis independiente del patrón normal de extensión y flexión del muslo relativo al eje vertical. Entonces la pelvis será tratada como un segmento separado, que monta encima del muslo el cual está rotando sobre el pie de apoyo durante la fase de apoyo. Por lo tanto, una gráfica exclusiva del muslo se puede observar en la Figura 1.18.

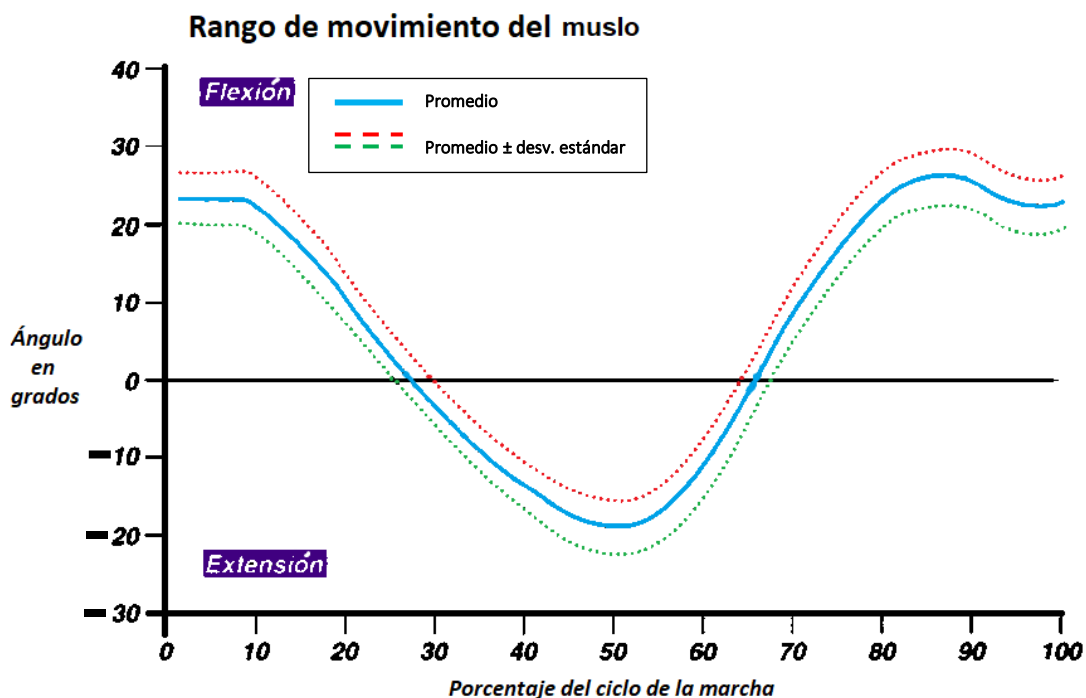


Figura 1. 18. Movimiento del muslo. Rango normal durante una caminata libre. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

1.2.2 Análisis de la marcha patológica humana

Desde el punto de vista clínico, la importancia del análisis de la marcha humana radica en el hecho de que los trastornos de la marcha afectan a un alto porcentaje de la población mundial. Además, estos trastornos de la marcha son problemas clave en enfermedades neurodegenerativas como la esclerosis múltiple, la esclerosis lateral amiotrófica o la enfermedad de Parkinson, las mielopatías, la amiotrofia espinal, la ataxia cerebelosa, los tumores cerebrales, el traumatismo craneoencefálico, enfermedades neuromusculares (miopatías), patologías cerebrovasculares, ciertos tipos de demencia, enfermedades cardíacas o envejecimiento fisiológico (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Mientras la larga lista de enfermedades que modifica la habilidad de caminar de los pacientes podría diferir de forma remarcada en la patología primaria, estas provocan anomalías en los mecanismos del caminado las cuales caen en 4 categorías. Estas son (Jacqueline & Jon R, 1992):

1. **Deformidad.** Una deformidad funcional existe cuando los tejidos no ofrecen suficiente movilidad pasiva a los pacientes para mantener posturas y rangos de movimiento normales

usados en el caminar. La causa más común es la contractura. También podrían ocurrir contornos anormales de articulaciones y anquilosis (rigidez de los huesos).

2. **Debilidad en los músculos.** El problema del paciente es que tiene fuerza insuficiente en el músculo para lograr las demandas del caminar. Atrofia por desuso muscular, así como como una discapacidad neurológica pueden contribuir a esta limitación.
3. **Discapacidad de control.** La discapacidad de control o pérdida de sensibilidad obstruye el caminado porque previene que el paciente sepa la posición de su cadera, rodilla, tobillo o pie y el tipo de contacto que está teniendo con el suelo. Como resultado, el paciente no sabe cuándo es seguro transferir el peso del cuerpo a los miembros.
4. **Dolor.** La tensión excesiva de los tejidos es la causa primordial del dolor musculoesquelético. La distensión articular relacionada con un traumatismo o artritis en la situación más común para esto.

Los primeros síntomas de algunas enfermedades neurológicas son un equilibrio deficiente, un ritmo significativamente más lento, con una etapa que muestra soporte en ambos pies (Stolze et al., 2002). Por ejemplo, los pacientes con esclerosis múltiple también muestran varias alteraciones de la marcha, como pasos más cortos, menor velocidad libre al caminar y mayor cadencia que los sujetos sin esclerosis múltiple. En estos casos, la rotación de la articulación de la rodilla y el tobillo se distingue por una excursión más baja de lo normal con menos ascenso vertical desde el centro de gravedad y una flexión del tronco mayor a lo normal (Gehlsen et al., 1986).

Otra condición relacionada con las deficiencias de la marcha y el equilibrio es la osteoporosis (Waters, Hale, Grant, Herbison, & Goulding, 2010), una enfermedad sistémica caracterizada por una menor masa ósea y una microarquitectura ósea deteriorada, lo que significa huesos más frágiles y un mayor riesgo de fracturas. En los ancianos, el ejercicio físico tiene un gran impacto en la osteoporosis porque ayuda significativamente a prevenir caídas, que son el mayor factor de riesgo para este grupo de edad (Arana-Arri, Gutiérrez-Ibarluzea, Batarrita, & Mugaguren, 2007).

La osteoporosis es una condición asintomática y puede no notarse durante muchos años hasta que se detecte después de una fractura. Por lo tanto, la evaluación de la calidad de la marcha puede ser valiosa para el diagnóstico temprano. Otro ejemplo del beneficio de la evaluación de la marcha es que la velocidad de la marcha es una prueba simple pero efectiva para identificar subgrupos de pacientes de edad avanzada los cuales corren riesgos más altos de sufrir una muerte y mortandad severa después de una operación de corazón (Afilalo et al., 2010).

Al mismo tiempo, muchas enfermedades neurodegenerativas y relacionadas con la edad, como el Parkinson, están vinculadas a otros parámetros que permiten diagnosticar y conocer la evolución del paciente. Algunos de estos síntomas son alteraciones del equilibrio y caídas, agitación, temblores y cambios en los movimientos de rutina, etc.

Los pacientes pueden dividirse en los siguientes grupos: (a) pacientes con enfermedades neurológicas; (b) pacientes que padecen enfermedades sistémicas tales como cardiopatías; (c) pacientes con secuelas de accidente cerebrovascular y (d) personas de edad avanzada. Cada uno de estos grupos muestra diferentes características para los trastornos relacionados con la marcha.

Los pacientes que padecen enfermedades neurológicas, como el Parkinson, muestran una corta longitud de zancada y algunos pacientes experimentan congelación de la marcha (FoG – freeze of gait, de sus siglas en inglés), una incapacidad repentina e inesperada para comenzar o continuar caminando que puede ser responsable de caídas (Maillet, Pollak, & Debû, 2012).

En estos casos, los sistemas de observación externa basados en imágenes pueden ofrecer resultados de longitud de zancada más precisos que los sistemas portables basados en sensores inerciales en los que la longitud de zancada estimada produce un error debido a la doble integración de las señales del acelerómetro.

En pacientes con cardiopatías, la marcha lenta es uno de los indicadores más comunes entre los adultos mayores posteriores a un infarto agudo de miocardio (Dodson et al., 2012). Por lo tanto, los métodos utilizados para evaluar la condición de los pacientes que padecen este tipo de dolencia deben lograr mediciones de velocidad de alta precisión. Nuevamente, en el caso de los sistemas de sensores inerciales, el error de medición del sensor inercial es inevitable, especialmente para sensores en miniatura. Por lo tanto, se debe elegir un método apropiado.

Los pacientes con accidente cerebrovascular a menudo sufren patrones anormales de movimiento que alteran la velocidad, la longitud de la zancada, la cadencia y todas las fases del ciclo de la marcha (Kramers De Quervain, Simon, Leurgans, Pease, & McAllister, 1996), especialmente debido a la disminución de la velocidad en el lado hemipléjico, que está fuertemente asociada con la gravedad clínica de debilidad muscular. A medida que mejore la velocidad, estos movimientos anormales disminuyen. Por esta razón, el estudio de la actividad muscular mediante el uso de técnicas como EMG es especialmente importante en estos casos.

Por último, los trastornos de la marcha asociados con enfermedades relacionadas con el envejecimiento también pueden deberse a múltiples factores, como se muestra en detalle en el trabajo de Jahn et al. (2010). Este estudio indica que se debe adoptar un enfoque amplio al analizar las características de la marcha en los ancianos.

Hablando específicamente de las partes críticas de los miembros involucrados en la marcha, existen zonas identificables del ciclo de la marcha en donde se puede visibilizar más fácilmente una desviación de la marcha natural.

Errores funcionales en el tobillo

Cuando se habla del tobillo, existen, según el autor, diferentes formas de clasificar las patologías. Sin embargo, todos los errores funcionales se pueden clasificar en dos categorías, como plantarflexión excesiva y como dorsiflexión excesiva (Jacqueline & Jon R, 1992). Por otro lado, existe una preocupación en el grado de variabilidad del movimiento normal. En el tobillo, una desviación estándar promedio es de 5 grados.

Los arcos de movimiento del tobillo son pequeños, aunque críticamente funcionales tanto para la progresión como para la estabilidad. Debido a que los arcos de movimiento son pequeños, en algunas ocasiones, para identificar algunas patologías, un error de 5 grados es clínicamente significativo. Por lo cual, los valores normales promedio representan una función óptima, y las desviaciones de esta

implican un error sutil que debe ser relacionado a las acciones ocurrientes en algún otro lado en el miembro.

El error funcional llamado **plantarflexión excesiva** provoca, en la fase de apoyo, pérdida en la progresión. Por otro lado, en la fase de oscilación, se obstruye el avance del miembro. En general, la plantarflexión excesiva induce un error funcional en 5 de las 8 subfases de la marcha en las que se puede dividir el ciclo de la marcha. Estas son: contacto inicial (IC por sus siglas en inglés), fase de apoyo media (MSt por sus siglas en inglés), fase de apoyo terminal (TSt por sus siglas en inglés), fase de oscilación media (MSw por sus siglas en inglés) y fase de oscilación terminal (TSw por sus siglas en inglés). En la Figura 1.19 se puede observar estas zonas críticas para la identificación de un error funcional en el paciente. En las otras 3 fases de la marcha restantes (Respuesta de carga (LR), oscilación inicial (ISw) y pre-oscilación (PSw)), estas involucran una desviación estándar grande de 10 a 20 grados dentro de lo que es un movimiento normal, por lo cual solo arcos de movimiento excesivos lograrían indicar un error funcional en esas zonas.

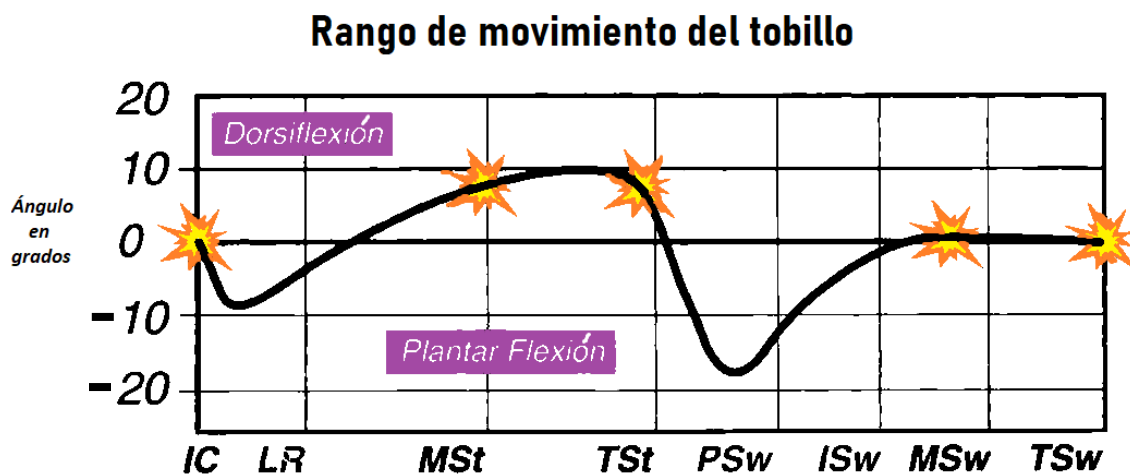


Figura 1. 19. Fases de la marcha donde la plantarflexión excesiva es más significativa. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

Cuando hablamos de la **dorsiflexión excesiva**, es un evento anormal que se presenta en todas las fases del ciclo de la marcha exceptuando la fase de apoyo media y la fase de apoyo terminal. Una desviación de 5 grados puede ser considerada dentro de la varianza normal, aunque, como una posibilidad, podría tener una significancia funcional debido a que nos podría indicar un desfase tibial.

En la Figura 1.20 se puede observar las dos condiciones visibles más apreciables en donde se presenta la dorsiflexión, concentrándose en la fase de apoyo medio.

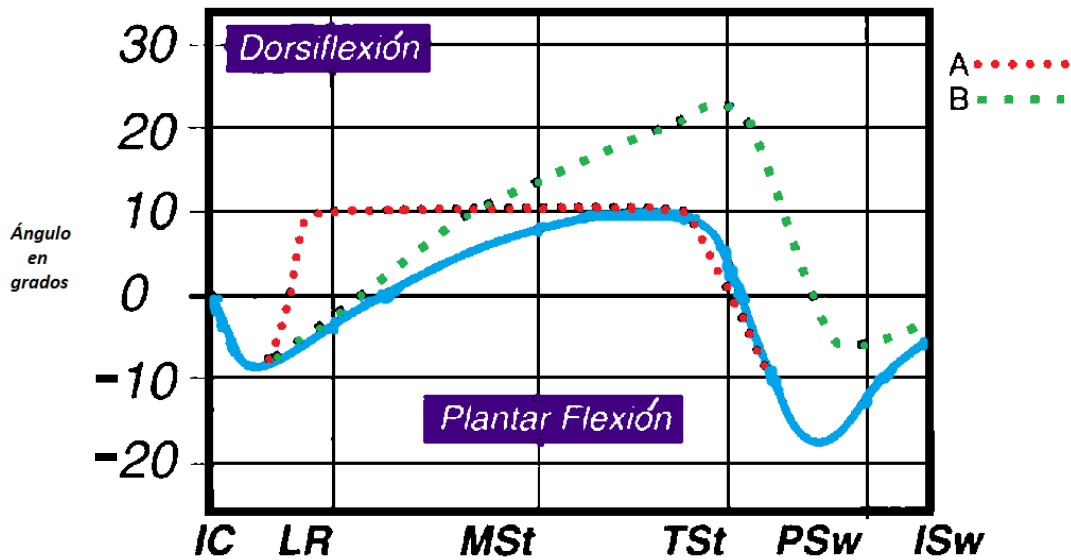


Figura 1. 20. La dorsiflexión excesiva en la fase de apoyo media ocurre en dos patrones de acción: (a) un cambio abrupto desde plantarflexión en la fase de respuesta de carga hacia dorsiflexión manteniendo la postura de tobillo, (b) incremento progresivo hasta llegar a una dorsiflexión excesiva. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

Errores funcionales en la rodilla

Las disfunciones de rodilla más comunes ocurren en el plano sagital. Arcos de movimiento inapropiados resultan en flexión o extensión excesiva o inadecuada. En cuestión del plano coronal, son mucho menos frecuentes las desviaciones existentes (varus o valgus excesivo). Se ha reportado la rotación excesiva en el plano transversal, pero se encuentra varianza entre los diferentes métodos de medición. Lo anterior resulta en una inconsistencia entre laboratorios, a pesar de que en cada uno de ellos dice tener confianza en sus técnicas (Biden, Olshen, Simon, Sutherland, & Gage Kadaba, 1987).

Los errores funcionales de la marcha en la rodilla, en el plano sagital, se pueden recopilar en 4 categorías:

1. Flexión inadecuada.
2. Flexión excesiva.
3. Extensión inadecuada.
4. Extensión excesiva.

En la Tabla 1.1 se muestra una recopilación de cuáles son las subfases afectadas en el ciclo de la marcha para la rodilla, para cada una de las categorías de errores funcionales.

| Fases en las que ocurre las desviaciones funcionales de la marcha en la rodilla | | | | | | | | |
|---|---|--------------------|---------------------|------------------------|---------------------------|----------------------------|--------------------------|-----------------------------|
| | | Respuesta de carga | Fase de apoyo media | Fase de apoyo terminal | Fase previa de oscilación | Fase inicial de oscilación | Fase media de oscilación | Fase terminal de oscilación |
| Desviaciones en el plano sagital | Flexión inadecuada | X | | | X | X | X | |
| | Flexión excesiva | X | | | X | X | X | |
| | Extensión inadecuada | | X | X | | | | X |
| | Extensión excesiva: Empuje del extensor | | X | | | | | |
| | Extensión excesiva: Hiperextensión | | X | X | X | | | |
| | | | | | | | | |
| Desviaciones en el plano coronal | Varus excesivo | X | X | X | | | | |
| | Valgus excesivo | X | X | X | | | | |

Tabla 1. 1. Errores funcionales en la rodilla.

Estas cuatro categorías de los errores funcionales para la rodilla presentan la siguiente descripción (Jacqueline & Jon R, 1992):

- **Flexión inadecuada.** Esta define la incapacidad de completar el monto de flexión normal, resultando en un movimiento limitado o ausente. Esta ausencia de flexión se presenta en las siguientes 4 subfases:
 - **Respuesta de carga:** Una flexión limitada durante esta subfase es un indicativo de que existe una patología. El fallo de flexionar más de 5 o 10 grados se traduce como un miembro relativamente rígido.
 - **Fase previa de oscilación:** La falta de flexión adecuada en esta subfase se traduce en un despegue de los dedos del pie más difícil. Se pierde la transición entre la fase de apoyo y la de oscilación. Para levantar el pie, es necesario una flexión de cadera más grande, o un esfuerzo de flexión específico.
 - **Fase inicial de oscilación:** La falta de flexión de rodilla en esta subfase causa que se arrastre el pie, con la consecuencia de no poder avanzar la pierna de forma normal. Un despliegue más sutil de la flexión inadecuada en esta subfase es el retraso del punto máximo de la flexión de rodilla hasta la fase media de oscilación. Normalmente la causa de lo anterior es la falta de acción en la fase previa de oscilación, aunque esto también puede deberse a una falta de flexión de cadera.
 - **Fase media de oscilación:** La falta de flexión en la rodilla en esta subfase no ocurre de forma independiente. Esta refleja tanto una falta de flexión de cadera, o la continuación de una patología en la fase inicial de oscilación.

- **Flexión excesiva.** Se puede observar que la flexión va más allá del rango de flexión normal. Esta se presenta en dos subfases de la marcha: en la respuesta de carga y en la fase media de oscilación. Cada una representa diferentes patologías.
 - **Respuesta de carga:** La flexión de rodilla excesiva durante la fase de apoyo temprana se relaciona con una postura de rodilla mayor a 25°.
 - **Fase media de oscilación:** La flexión de rodilla excesiva en esta subfase generalmente representa un efecto secundario de un incremento en la flexión de cadera y la gravedad jalando a la tibia hacia una posición vertical. No existe una preocupación clínica cuando esto sucede.
- **Extensión inadecuada.** Esto se refiere a que persiste una flexión cuando la rodilla normalmente se extiende. Esta falta de habilidad para extender completamente la rodilla es un error de la marcha común que puede ocurrir tanto en la fase de apoyo como en la fase de oscilación. Esta extensión inadecuada se presenta en 3 subfases de la marcha, las cuales son: fase media de apoyo, fase terminal de apoyo y fase terminal de oscilación.
 - **Fase media de apoyo y fase terminal de apoyo:** Durante la fase media de apoyo, la rodilla no alcanza a generar la extensión. En la fase terminal de apoyo, la rodilla no alcanza a extenderse dentro de los 10° de lo que sería lo neutral. Generalmente estos errores de la marcha representan una continuación de una flexión excesiva desplegada en la respuesta de carga.
 - **Fase terminal de oscilación:** La recuperación de la extensión de la rodilla, siguiente al punto máximo de flexión, queda incompleta. Por consecuencia, la pierna no está totalmente preparada para entrar en la fase de apoyo.
- **Extensión excesiva.** Este error funcional se presenta al final del ciclo de la marcha, cuando una persona realiza la extensión de la pierna, cuando ocurre el contacto del talón con el suelo. También se presenta cuando la pierna se extiende al momento en el que el pie se despegará del suelo. Este error funcional indica movimiento que va más allá del neutral, llegando a sobrepasar los 180° que realiza una pierna extendida. El término genérico de extensión excesiva ha sido reemplazado con las siguientes dos frases clínicas: Empuje del extensor (*Extensor thrust*) e hiperextensión.
 - **Empuje del extensor:** Este término es usado para definir el efecto de una fuerza excesiva de extensión, aunque la rodilla carezca del rango de hiperflexión. Es una acción rápida dinámica que causa que la rodilla se mueva hacia un ángulo posterior, aunque el rango no lo permita.
 - **Hiperextensión:** Ocurre cuando la rodilla tiene movilidad para flexionarse al revés de lo que normalmente debería (*recurvatum*). Este error funcional puede ser lento y pasivo, o también puede ocurrir de forma activa y abrupta.

Cuando hablamos del plano coronal, se puede presentar en la rodilla abducción (valgus) y aducción (varus). Si en un análisis de la marcha tenemos combinados los análisis de los movimientos de flexión y rotación, esto nos puede llevar a una falsa conclusión de que existe distorsión en la articulación. Esto pasa si realizamos un análisis de observación, o realizamos un análisis que proviene de un video grabado por una sola cámara (Jacqueline & Jon R, 1992). Debido a que la rotación y flexión ocurren

al mismo tiempo en la fase de oscilación, la presencia de una mala alineación de la articulación en el plano coronal solo debe ser diagnosticada en la fase de apoyo del ciclo de la marcha.

Tanto varus como valgus pueden resultar de dos tipos de influencias:

- **Influencias por factores estáticos.** Estos factores son debidos a deformidades congénitas o a deformidades desarrolladas durante la niñez. También se puede inducir una mala alineación estática mediante un traumatismo a cualquier edad).
- **Influencias por factores dinámicos.** Estos factores modifican la posición de la rodilla en reposo, en la dinámica del caminado. Estos factores son la osteoartritis, la artritis reumatoide y algún tipo de parálisis de la marcha.

Cuando hablamos de las desviaciones funcionales presentadas en el plano coronal, los pacientes normalmente despliegan una mezcla de influencias de factores estáticos y dinámicos.

En la Figura 1.21 se puede observar los puntos críticos en donde se pueden mostrar desviaciones de la función normal de la marcha en la rodilla en el plano sagital, lo cual puede indicar distintas patologías. En la Tabla 1.2 se pueden observar diferentes patologías asociadas a los errores funcionales presentados anteriormente (referirse a (Jacqueline & Jon R, 1992) para más información detallada sobre la posible patología según la fase de la marcha donde ocurre la anomalía).

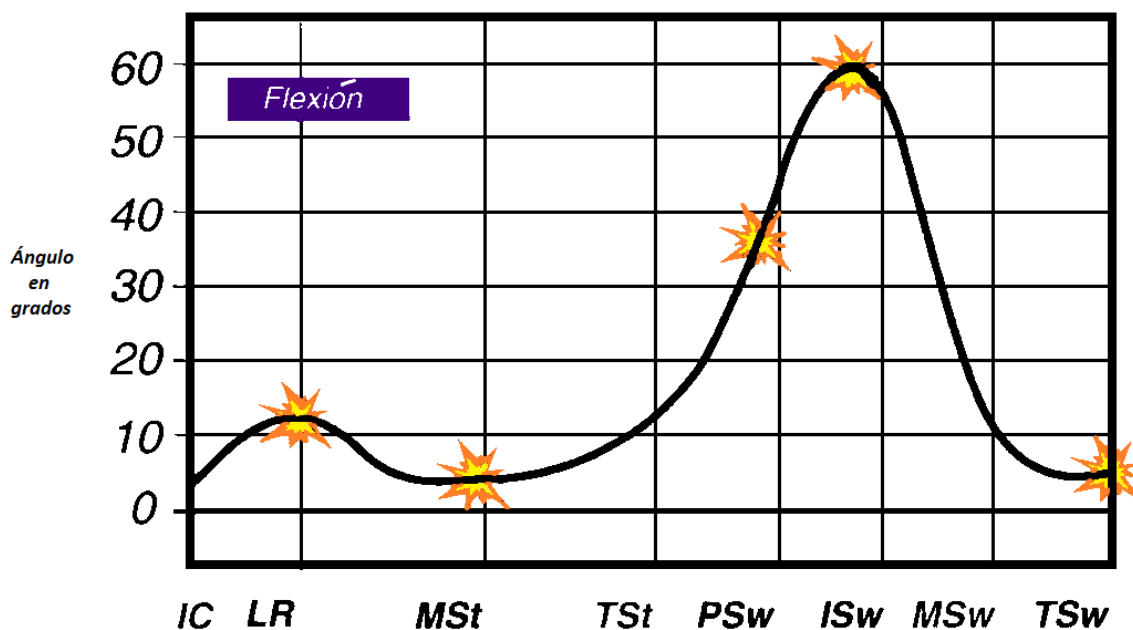


Figura 1. 21. Fases de la marcha donde las funciones anormales de la rodilla son más significativas. Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

| Causas de las desviaciones de la marcha en la rodilla | | | | | |
|---|--------------------|---|------------------------------------|------------------------|----------------------|
| Fase de apoyo | | | | | |
| | Flexión inadecuada | Extensión excesiva: Empuje del extensor | Extensión excesiva: Hiperextensión | Flexión excesiva | Extensión inadecuada |
| Debilidad en los cuádriceps | X | X | X | | |
| Plantarflexión de tobillo: contractura | X | X | X | | |
| Plantarflexión de tobillo: espasticidad | X | X | X | | |
| Músculos isquiotibiales: espasticidad | | | | X | X |
| Contractura en la flexión de la rodilla | | | | X | X |
| Plantarflexión de tobillo: debilidad | | | | | X |
| Fase de oscilación | | | | | |
| | | Flexión inadecuada | Flexión excesiva | Extensión inadecuada | Extensión excesiva |
| Espasticidad de cuádriceps | | X | | | |
| Debilidad en la flexión de cadera | | X | | | |
| Dorsiflexión de tobillo: debilidad | | | X | | |
| Dorsiflexión de tobillo: espasticidad | | | X | | |
| Músculos isquiotibiales: contractura | | | | X | |
| Músculos isquiotibiales: espasticidad | | | | X | |
| Debilidad en los cuádriceps | | | | | X |
| Desviaciones de la marcha de la rodilla en el plano coronal | | | | | |
| | | Varus (fase de apoyo) | | Valgus (fase de apoyo) | |
| Osteoartritis | | X | | | |
| Artritis reumatoide | | | | X | |
| Congénito | | X | | X | |
| Traumatismo | | X | | X | |

Tabla 1. 2. Patologías y su desviación funcional (Jacqueline & Jon R, 1992).

Errores funcionales en la cadera

La movilidad multidireccional de la cadera hace a esta articulación sensible a disfunciones en los tres planos. Las funciones anormales de la cadera se pueden desplegar de una mala alineación de tanto el muslo como la cadera (e, indirectamente, el tronco). El movimiento de la pelvis puede acompañar el desplazamiento del muslo, mantenerse estacionario o incluso moverse en dirección contraria. Debido a lo anterior, el análisis de movimiento del muslo debe ser separado del de la pelvis.

Los errores potenciales de la marcha que existen en el plano sagital son (Jacqueline & Jon R, 1992):

- **Extensión inadecuada.** La falta de extensión de cadera amenaza la estabilidad de la persona. También impide el avance. Esta situación se puede presentar en dos subfases de la marcha:
 - **Fase media de apoyo:** La extensión limitada de la cadera puede modificar la alineación tanto de la pelvis como del muslo. Esto introduce tres posibles errores posturales en los segmentos del cuerpo adyacentes: Inclinación del tronco, lordosis de la espina lumbar y rodillas flexionadas.
 - **Fase terminal de apoyo:** Las demandas añadidas por la hiperextensión de la cadera al final del periodo de soporte sencillo de la pierna magnifica las limitaciones funcionales de la extensión inadecuada de la cadera. Debido a esto, el paciente generalmente exhibe dos deficiencias funcionales: inclinación de la pelvis anterior y pérdida del muslo posterior.
- **Flexión excesiva.** El muslo normalmente se flexiona a 20° durante la fase de oscilación (30° si es un análisis de flexión de articulación de cadera). La flexión excesiva, generalmente, representa un cambio mayor en la postura del miembro. La única excepción es en la subfase previa de oscilación, en donde la cadera necesita exceder la posición de alineación neutral para considerarse excesivamente flexionada.
- **Flexión inadecuada.** La necesidad de la flexión de la cadera comienza en la subfase inicial de oscilación, continua a través de las demás subfases de la oscilación hasta llegar al contacto inicial.

Estas desviaciones funcionales se pueden observar en la Figura 1.22.

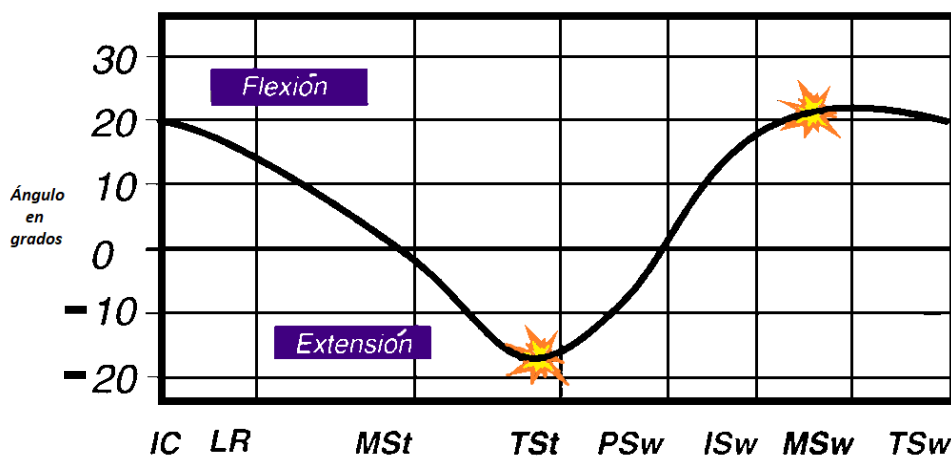


Figura 1. 22. En el plano sagital, las desviaciones de la marcha más significativas se presentan en la fase terminal de apoyo (TSt) y en la fase media de oscilación (MSw). Imagen adaptada de (Jacqueline & Jon R, 1992).

En el plano coronal también existen movimientos excesivos, los cuales son designados como 'abducción excesiva' y 'aducción excesiva'. La alineación normal del muslo es en aducción, relativo al eje vertical. El análisis de movimiento cuantificado ha identificado arcos de movimiento menores en el movimiento normal (Figura 1.16 (a)). Las desviaciones funcionales de la marcha en este movimiento son representadas por arcos de movimiento excesivos.

En el plano transversal existe una rotación de la cadera con un arco de movimiento normal de 5° (10° para el desplazamiento total). Además, este movimiento normal es oscurecido por los cambios anterior-posteriores en la alineación de los miembros. Por lo cual, cualquier rotación transversal visible de este miembro representa un movimiento excesivo.

1.3 Sistemas de análisis de la marcha humana

El estudio de la marcha puede abordarse desde dos puntos de vista: cualitativo y cuantitativo.

El estudio cualitativo, imprescindible para cualquier clínico, trata de describir el movimiento de los distintos segmentos corporales durante la marcha con base en la inspección. La clave del análisis cualitativo de la marcha radica en seguir un esquema de análisis, personal de cada observador, de modo que se describan ordenadamente los eventos que se aprecian en cada uno de los segmentos corporales y en cada uno de los planos del espacio, teniendo en mente cinco atributos principales de la marcha normal (Ernesto Maceira, 2003).

En una inspección rápida del análisis de la marcha deben estar presentes los siguientes cinco atributos de la marcha normal. Si alguno de estos falla, esto permite una identificación sencilla de la presencia de una patología (Gage & Russman, 1991):

1. Estabilidad durante el apoyo.
2. Separación del pie con respecto al suelo durante el balanceo.
3. Longitud adecuada de paso
4. Correcto pre-posicionamiento del pie para el contacto inicial.
5. Conservación de la energía.

El análisis biomecánico de la marcha se basa en la cuantificación del movimiento de los segmentos corporales (cinemática), en las fuerzas que se producen como consecuencia del movimiento (cinética), y parámetros complementarios como pueden ser la actividad eléctrica muscular y el consumo energético (Medved, 2000; Winter & Patla, 1997). Estos parámetros, descritos previamente, pueden ser medidos mediante dos técnicas para llevar a cabo el análisis de la evaluación de la persona. Estas técnicas son descritas en la sección 1.3.1. Ambas pueden llegar a usar instrumentación para la adquisición de datos y/o automatización del proceso. En la sección 1.3.2 se realiza una descripción de los diferentes sistemas de análisis de la marcha humana.

1.3.1 Técnicas de análisis

Como se dijo anteriormente, los estudios de la marcha humana se pueden clasificar en cualitativos y cuantitativos. Los estudios cualitativos son basados en la experiencia y conocimiento del médico que realiza un estudio sobre el paciente. Están basados en la observación de patrones y, dependiendo del análisis, se apoyan en instrumentos simples como el goniómetro para ayudar al experto.

Por otro lado, existen los estudios cuantitativos los cuales se basan en datos en concretos obtenidos por instrumentación dedicada al análisis de la marcha. Estos conllevan un proceso más pesado de tratamiento de la información, sin embargo, otorgan beneficios en cuanto a la eficiencia del estudio, independientemente el médico que lo realiza.

Existen dos técnicas generales para la evaluación de la marcha humana:

- **Técnicas de análisis semi-subjetivo.** Estas técnicas de estudio están basadas en análisis cualitativos.
- **Técnicas de análisis objetivo.** Estas técnicas de estudio están basadas en análisis cuantitativos.

1.3.2 Técnicas de análisis semi-subjetivas

Las técnicas semi-subjetivas son parte de los análisis cualitativos y usualmente consisten en pruebas llevadas a cabo por un especialista en condiciones clínicas controladas. Diversos parámetros relacionados con la marcha del paciente son observados y evaluados mientras este camina en un circuito predeterminado (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Hay 6 técnicas semi-subjetivas reconocidas las cuales son (Muro-de-la-Herran et al., 2014):

1. La caminata de 25 pies cronometrada (Timed 25-Foot Walk, T25-FW) es la primera parte del estudio del compuesto funcional de esclerosis múltiple (MSFC, por sus iniciales en inglés), instrumento de evaluación estandarizado para pruebas clínicas de esclerosis múltiple (Cutter et al., 1999). En dicho análisis, el especialista mide el tiempo que le que toma al sujeto caminar de la manera más rápida y segura posible una distancia de 7 y medio metros en línea recta.
2. La escala de caminata de esclerosis múltiple (MSWS-12, por sus siglas en inglés), por su parte, provee de 12 parámetros obtenidos de entrevistas efectuadas al paciente, opiniones de expertos, y revisiones de literatura para describir y mapear por medio de una ecuación el impacto de la esclerosis múltiple en el caminado de los pacientes (Hobart, Riazi, Lamping, Fitzpatrick, & Thompson, 2003). Estos parámetros corresponden a la evaluación de preguntas sobre la limitación de la habilidad de caminar, correr, subir y bajar escaleras, y de permanecer de pie, por mencionar algunas (Bernal Torres & Medellín Castillo, 2018). Sin embargo, como otras condiciones neurológicas afectan a las habilidades motoras, este test fue adaptado después para volverse un perfil genérico llamado caminata 12 (Walk-12) (Holland, O'Connor, Thompson, Playford, & Hobart, 2006).
3. La prueba de Tinetti (Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment - POMA) analiza los trastornos de equilibrio y de marcha de adultos mayores en situaciones cotidianas. En esta prueba, se le pide al paciente que camine al menos 3 metros, gire 180 grados y después camine rápidamente de regreso a la silla. Los pacientes deben usar sus apoyos habituales (bastones o caminadoras) (Tinetti, 1986). Sin embargo, debido a la cantidad de ensayos, la prueba requiere de una inversión considerable de tiempo con la participación del sujeto.
4. El Timed Get Up and Go (TUG) es una prueba cronometrada que requiere que el paciente se levante de una posición sentada, camine una corta distancia, dé la vuelta, camine de regreso a la silla y se siente nuevamente (Mathias, Nayak, & Isaacs, 1986).
5. La escala modificada para la calificación de anormalidad de la marcha (GARS-M, por sus siglas en inglés) incorpora evaluaciones de siete ítems con un rango de 4 puntos para valorar las características de la marcha anormal (Wolfson, Whipple, Amerman, & Tobin, 1990). Tales ítems incluyen evaluaciones de variabilidad, cautela, escalonamiento, contacto con el pie, rango de movimiento de la cadera, extensión del hombro, y sincronía del brazo con el contacto del talón. Al final, sus calificaciones se suman para proporcionar una puntuación total del GARS-M (Bernal Torres & Medellín Castillo, 2018).
6. El método de extra-laboratorio para evaluación de la marcha (ELGAM, por sus siglas en inglés) evalúa el caminado en el hogar (Fried, Cwikel, Ring, & Galinsky, 1990). Los parámetros

estudiados incluyen la longitud del paso, la velocidad, el estilo inicial de la marcha, la capacidad de girar la cabeza al caminar y el equilibrio estático. Baja velocidad (menor a 0.5 m/s), pasos cortos, dificultad para girar la cabeza y la falta de equilibrio están relacionados de manera significativa con el patrón de marcha inestable.

1.3.3 Técnicas de análisis objetivas

En contraste de las técnicas semi-subjetivas, las técnicas objetivas de análisis de la marcha están basadas en el uso de diferentes dispositivos que capturan y miden información relacionada con diversos parámetros de la marcha (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Mediante estos sistemas se genera una medición más eficaz que proporciona a los especialistas información fehaciente sobre el caminado de los pacientes, reduciendo así el margen de error inherente de las técnicas subjetivas (Bernal Torres & Medellín Castillo, 2018).

Las técnicas objetivas del análisis de la marcha están, principalmente, clasificadas en tres tipos de sistemas:

1. Sistemas de observación externos (fijos).
2. Sistemas de sensores portátiles.
3. Sistemas híbridos (Son una combinación de los dos anteriores).

Sistemas de observación externos (fijos)

Los sistemas de observación externos o fijos se basan en el uso de sensores que no tienen contacto con el sujeto que participa en el experimento (sensores de visión) o un contacto indirecto, perteneciendo al entorno (sensores de presión, plataformas de fuerza). Este tipo de sistemas pueden usar una o múltiples cámaras (Figura 1.23), sensores en el piso o plataformas de fuerza amplias y sensores ópticos remotos. Estos se usan para observar el movimiento de caminar. En un análisis biomecánico, los sistemas de observación externos generalmente presentan alta precisión, lo cual es su ventaja. Sin embargo, tienen la desventaja de que requieren un espacio de experimentación controlado. Además, el rango de caminata es bastante limitado (Nhat Hung & Soo Suh, 2013).

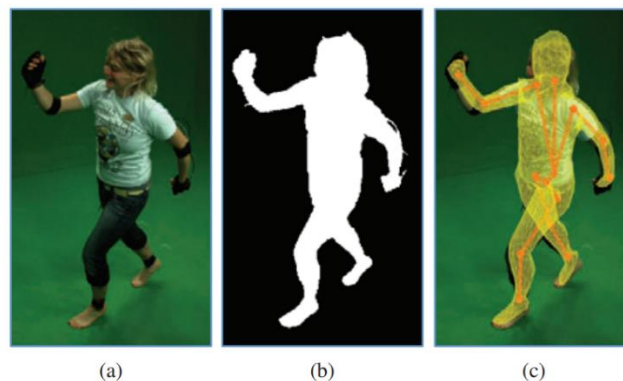


Figura 1. 23. Sistema de adquisición por visión. (a) imagen original; (b) máscara de interés; (c) mezcla de la imagen original con la superficie virtual proyectada, después de la convergencia. Imagen tomada de (Pons-Moll et al., 2010).

Los sistemas de observación externos están organizados en las siguientes categorías:

- **Procesado de imágenes.** Los sistemas tradicionales de procesamiento de imágenes son formados por cámaras digitales o analógicas para ser usadas para adquirir información relacionada con la marcha (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Junto con los métodos de procesamiento de imágenes, hay una técnica que se ha vuelto muy importante en la actualidad: la medición de profundidad. Los algoritmos para la medición de profundidad son usados para calcular y mapear distancias desde un punto de vista (Kosiba & Kasturi, 2005). Existen varias tecnologías que se pueden apoyar en este tipo de algoritmos, como lo son el escáner de rango láser (PHAN BA, Pierard, MOONEN, Van Droogenbroeck, & Belachew, 2012), los sistemas de tiempo de vuelo (Jensen, Paulsen, & Larsen, 2009), la visión estereoscópica, luz estructurada (Clark, Pua, Bryant, & Hunt, 2013; Gabel, Gilad-Bachrach, Renshaw, & Schuster, 2012) y la termografía infrarroja (Xue, Ming, Song, Wan, & Jin, 2010).
 - **Visión estereoscópica.** Con el propósito de resolver el problema de la medición de profundidad usando visión estereoscópica es necesario encontrar primero puntos correspondientes en distintas escenas. El método se basa en la creación de un modelo a través del cálculo de triángulos similares entre los sensores ópticos (dos cámaras), el emisor de luz y el objeto en la escena (Muro-de-la-Herran et al., 2014). La reconstrucción del objeto implica la adquisición de varias imágenes en múltiples planos usando por lo general una cuadrícula de calibración. Esta técnica es ampliamente utilizada para el análisis del caminado humano (Liu, Cao, & Wang, 2010; Narayan et al., 2004).
 - **Sistemas de tiempo de vuelo.** Los sistemas de tiempo de vuelo, o Time-of-Flight, se basan en cámaras que utilizan el principio de modulación de señal para medir distancias con base en el cambio de fase. En este caso la escena observada es iluminada con luz infrarroja modulada con una señal sinusoidal y la luz reflejada es proyectada sobre un dispositivo de carga acoplada (CCD, por sus iniciales en inglés) o un sensor semiconductor de óxido metálico complementario (CMOS, por sus siglas en inglés) (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Allí, el desplazamiento de fase, que es proporcional a la distancia cubierta, se mide en paralelo dentro de cada píxel. Esta técnica también incluye a los dispositivos Microsoft Kinect® 2 (Auvinet, Multon, Aubin, Meunier, & Raison, 2015; Pfister, West, Bronner, & Noah, 2014).
 - **Luz estructurada.** La técnica de luz estructurada hace uso de un patrón de luz (haz, plano, rejilla, luz codificada, etcétera) bajo calibración geométrica y su proyección sobre un objeto para recuperar la forma del objeto (Muro-de-la-Herran et al., 2014). La información tridimensional es luego obtenida mediante el análisis de la deformación de la proyección del patrón en la escena con respecto al patrón proyectado original. Uno de los dispositivos más comunes que utiliza este principio para el análisis del movimiento humano es el sensor Microsoft Kinect® 1 (Pfister et al., 2014).

- **Termografías infrarrojas.** Por medio de la termografía infrarroja (IRT) es posible crear imágenes visuales basándose en temperaturas superficiales (Muro-de-la-Herran et al., 2014). La capacidad de medir con precisión la intensidad térmica infrarroja del cuerpo humano es factible debido al valor de la emisividad de la piel ($0,98 \pm 0,01$), la capacidad de absorción ($0,98 \pm 0,01$), la reflectividad (0,02) y la transmisividad (0.000) (Dziuban, 2002). Aprovechando esta cualidad para obtener una rápida distinción entre la persona y el resto del fondo en la escena, se pueden usar dos cámaras para aplicar algoritmos de profundidad.
- **Sensores de piso.** En los sistemas basados en esta técnica, los sensores son colocados a lo largo del piso en donde son llamados “plataformas de fuerza” o pasillos instrumentados donde la marcha es medida por presión o sensores de fuerza y transductores de momento cuando el sujeto pasa sobre ellos (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Existen dos tipos de sensores de piso: las plataformas de fuerza y los sistemas de medición de presión.
 - **Plataformas de fuerza.** Aunque estos, junto con los sistemas de medición de presión, cuantifican el centro de presión, estos no miden directamente el vector de fuerza aplicado.
 - **Sistemas de medición de presión.** Estos son útiles para cuantificar los patrones de presión debajo del pie al paso del tiempo, pero no pueden cuantificar componentes horizontales o cortantes de las fuerzas aplicadas (Robertson, Caldwell, & Hamill, 2013).

Sin embargo, se han observado limitaciones en términos del área de caminado que puede recorrer el paciente y tipos de ciclos de marcha (caminado, correr, subir escaleras, etcétera) para el sujeto/paciente observado. Para mitigar estos problemas, se ha estado estudiando en la actualidad un método alternativo de análisis de la marcha basado en sensores de visión y en sensores portátiles. Estos últimos son baratos y pueden aplicarse fuera del entorno del laboratorio, y ha mostrado grandes perspectivas en las últimas dos décadas (Tao et al., 2012).

Sistemas de sensores portátiles

Por otro lado, es posible utilizar los sensores portátiles para el análisis de la marcha. Este tipo de sensores se colocan en varias partes sobre el cuerpo del paciente, como en los pies, las rodillas o las caderas para medir diferentes características de la marcha humana. Entre estos sensores, se encuentran:

- **Sensores de fuerza.** Este tipo de sensores se pueden implementar en el calzado para crear una especie de plataforma de fuerza ambulatoria. Los modelos más usados de este tipo de sensor son los capacitivos, resistivos, piezoeléctricos y los piezorresistivos. La elección del sensor depende del rango de presión que van a soportar, linealidad, sensibilidad y rango de presión que ofrecen.
- **Goniómetro.** El goniómetro flexible puede ser usado para medir la rotación relativa entre dos segmentos del cuerpo humano. Estos sensores se pueden usar para estudiar los ángulos de los tobillos, rodillas, caderas y metatarsianos.

- **Sensores ultrasónicos.** Los sensores ultrasónicos son usados para obtener y analizar la longitud de zancada (Maki, Ogawa, Yonezawa, Hahn, & Caldwell, 2012; Wahab & Bakar, 2011), así como las fases del ciclo de la marcha.
- **Sensores de ultra banda ancha (UWB por sus siglas en inglés).** Estos sensores, al igual que los ultrasónicos, permiten obtener la longitud de zancada, así como las fases del ciclo de la marcha (Qi, Soh, Gunawan, Low, & Maskooki, 2013).
- **Sistemas de rastreo electromagnético.** Basándose en la ley de inducción electromagnética de Faraday, este sistema de rastreo es un dispositivo de medidas tridimensional.
- **Electromiografía.** Este sistema provee de medidas indirectas para el análisis de la marcha, registrando la actividad muscular usando electrodos de cable o de superficie.
- **Textiles inteligentes (Sensing Fabric).** Los textiles inteligentes son una combinación de textiles con tecnología de sensores. Existe una gran variedad desde componentes electrónicos adjuntos a la ropa o hasta el uso de fibras textiles con propiedades de sensores.
- **Sensores inerciales.** Dentro de los sensores inerciales se encuentran los acelerómetros, giroscopios y los sensores magneto-resistivos. El acelerómetro es un tipo de sensor inercial que puede medir aceleración a lo largo de su eje de acción. El giroscopio provee de una velocidad angular. Las magneto-resistencias pueden estimar los cambios de la orientación del cuerpo al que están montados, en relación con el campo magnético norte del planeta tierra. Estos últimos sensores nos proporcionan información que no puede ser determinada por acelerómetros o la integración de señales de un giroscopio. Existen productos para desarrollo e investigación, así como productos comerciales bastante completos, como el que se muestra en la Figura 1.24 el cual está optimizado para el uso en la industria del videojuego, cinematografía, animación y entretenimiento en vivo, así como su versión para análisis de datos deportivos.

La principal ventaja de los sistemas de sensores portátiles es que no requieren forzosamente un espacio dedicado para experimentos. Por lo tanto, el análisis de la marcha se puede realizar durante la vida cotidiana, donde se puede observar una caminata más natural (Aguilar & Vivas, 2009).



Figura 1. 24. Sistema comercial de sensores inerciales (Xsens, 2019).

Sistemas híbridos

Por último, en los sistemas híbridos, se realiza una adquisición de datos mediante la combinación de los dos sistemas planteados anteriormente. En la Figura 1.25 se puede observar, como ejemplo, una comparativa de dos sistemas realizados por una misma universidad (Pons-Moll et al., 2010): un sistema basado en visión (lado izquierdo) y un sistema híbrido mezclando visión y sensores inerciales (lado derecho). En esta Figura se pueden observar diferencias en la reconstrucción en el pie izquierdo de la persona, en donde el sistema híbrido ofrece la posición correcta del pie, mostrando la mejora en la eficiencia del sistema.

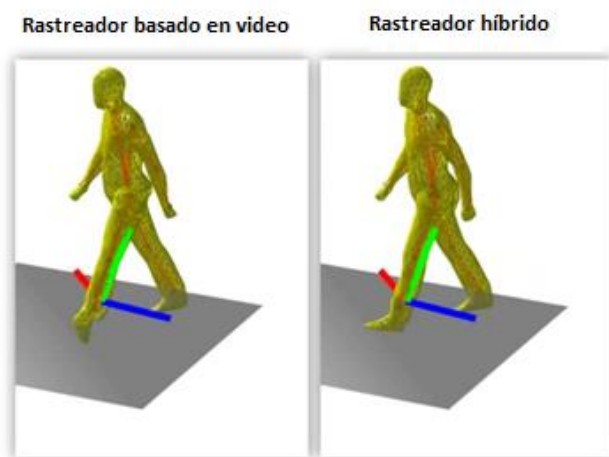


Figura 1. 25. Reconstrucción mediante dos técnicas de análisis. Imagen adaptada de (Pons-Moll et al., 2010).

Este método de análisis se ha desarrollado y aplicado con éxito en varios *laboratorios de marcha (gait laboratories)*, los cuales son lugares especializados para la toma de estas mediciones. Por ejemplo, en la Figura 1.26 se puede observar un ejemplo de un laboratorio de la marcha en donde se muestran los elementos que lo componen (1: cámaras infrarrojas; 2: sensores inerciales; 3: pasillo para medidas; 4: EMG inalámbrico; 5: estación de trabajo; 6: sistema de cámaras; 7: pantalla de televisión; 8: estación de control). Sin embargo, este análisis estándar de la marcha requiere laboratorios especializados en procesos de locomoción, equipos costosos y tiempos de preparación y post-procesamiento bastante extensos.



Figura 1. 26. Laboratorio de marcha (Gait Laboratory). Imagen recuperada de (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

1.3.4 Ventajas y desventajas de los sistemas de análisis objetivos y subjetivos

El problema de los sistemas de análisis cualitativos que usan técnicas semi-subjetivas es que las valoraciones de cada paciente están sujetas al sesgo que pueda tener el observador. Esto provee de imprecisión a los análisis realizados a cada paciente. Sin embargo, tienen la ventaja de que la experiencia y el conocimiento del experto es lo único necesario para llevar a cabo un análisis de la marcha, por lo que no se necesita realizar una inversión de equipamiento para realizar los análisis.

Por otro lado, están los sistemas de análisis cuantitativos, que se basan en las técnicas de análisis objetivas. En diferentes laboratorios de la marcha se usan las diferentes técnicas objetivas expuestas anteriormente con buenos resultados. Sin embargo, aquí radican diferencias mayores entre el tipo de sistema que se esté usando, ya sea externo o portátil. No se puede declarar que uno sea mejor que otro ya que cada uno tiene diferentes características que los hace más adecuados para cierto tipo de estudios.

En la siguiente tabla (Tabla 1.3) se muestran las ventajas y desventajas entre los sistemas de observación externos y los sistemas de sensores portátiles.

| Sistema | Ventajas | Desventajas |
|----------------------------------|--|---|
| De observación (externos) | <ul style="list-style-type: none"> -Permiten el análisis simultáneo de múltiples parámetros biomecánicos capturados desde diferentes enfoques. -No hay restricciones de consumo de energía eléctrica. -Algunos sistemas no son nada intrusivos en términos de añadir sensores al cuerpo. -Sistemas de análisis complejos permiten más precisión y tener más capacidad de medición. -Mejor repetibilidad, reproducibilidad y menos interferencia de factores externos debido a ambientes controlados. -Procesos de medición controlados en tiempo real por especialistas. | <ul style="list-style-type: none"> -La marcha normal del sujeto puede ser alterada debido a las restricciones de espacio para caminar, restricciones requeridas por el sistema de medición. -Equipo y pruebas costosas. -Es imposible monitorizar la marcha en la vida diaria, fuera del ambiente instrumentado. |
| Sistemas portátiles | <ul style="list-style-type: none"> -Monitoreo y análisis transparente de la marcha en las actividades diarias y a largo plazo. -Sistemas más económicos. -Permite la posibilidad de usarlos en cualquier lugar, no solo en ambientes controlados. | <ul style="list-style-type: none"> -Restricciones de consumo de energía eléctrica debido a baterías de limitada duración. -Se necesitan algoritmos complejos para estimar los parámetros desde los sensores inerciales. -Permite el análisis de un número limitado de parámetros. |

| | | |
|--|--|---|
| | -Disponibilidad creciente de una variedad de sensores miniaturizados. -Usabilidad mejorada debido a sistemas sin cables. -En el análisis clínico de la marcha, promueve la autonomía y activa el rol del paciente. | -Susceptibles al ruido e interferencia de factores externos no controlados por los especialistas. |
|--|--|---|

Tabla 1. 3. Comparativa entre sistemas externos y portables (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

1.3.5 Áreas de oportunidad

Existen algunas áreas marcadas en donde se centra la investigación sobre los dispositivos usados para la adquisición de datos y análisis de la marcha humana. Estas presentan una oportunidad importante para innovar y/o mejorar lo existente.

Cuando hablamos de los **sistemas de observación externos**, estos requieren de espacios dedicados y controlados. Las múltiples variantes en un sistema de visión como lo puede ser la iluminación ambiental, calibraciones y ubicaciones precisas de cámara, marcadores sobre el sujeto para la fácil detección en el algoritmo de discriminación del sistema de visión, entre otras cosas, provocan que los sistemas de visión no puedan ser de fácil adquisición por sus costos, ni tampoco de fácil instalación en un simple consultorio. Además, presentan una ‘desventaja’ marcada que es la confinación del área para la realización de experimentos.

El área de oportunidad se encuentra en disminuir las especificaciones tan exigentes para establecerlos, logrando los mismos o, de preferencia, mejores resultados, con menores costos. Los avances de tecnología nos pueden ayudar en este sentido, así como la estandarización o generalización de un software de uso libre.

Si hablamos de los **sistemas de sensores portátiles**, tienen algunas desventajas variadas según la categoría que se esté usando, como puede ser el hecho de modificar el caminado natural de la persona al colocar sensores muy grandes o pesados sobre el cuerpo. Otros tipos de problemas son inherentes a cada sensor, como puede ser, por ejemplo, los errores acumulativos que ocurren en los sensores inerciales. En general podemos resumir sus áreas de crecimiento en 6 categorías:

1. **Llevar la investigación a la vida cotidiana.** Actualmente muchos investigadores trabajan sobre ello, pero sigue siendo un área latente. Gran cantidad de experimentos de este tipo se realizan dentro de Universidades, centros de investigación o laboratorios de marcha. Se tienen que llevar los experimentos realizados y datos obtenidos fuera de laboratorio e implementar sistemas de sensores portátiles en la vida cotidiana del sujeto a evaluar, con un impacto real con el monitoreo de los datos (Shull, Jirattigalachote, Hunt, Cutkosky, & Delp, 2014; Tao et al., 2012). Esta sigue siendo un área de investigación y desarrollo actual y, lograr una implementación masificada con la facilidad de llevarlo a la vida cotidiana, podría cambiar la vida de muchas personas para bien.
2. **Técnicas de autocalibración en vivo para sensores inerciales.** Los sensores inerciales empiezan a acumular errores con el paso del tiempo. Gracias a la creatividad de algunos

investigadores, existen algunas propuestas de técnicas de autocalibración, como el uso de escalones con medidas exactas en un ciclo de la marcha en subir escaleras, el uso del tiempo en el que el calzado permanece fijo al suelo en el caminado común o el uso de sensores sobre el calzado para recalibrar al momento de que un zapato pase enfrente del otro (Aguilar & Vivas, 2009). Sin embargo, aún no se ha dado con la técnica 'definitiva'. Esta área de oportunidad depende directamente de la creatividad que pueda tener uno para lograr algo diferente y eficaz. Lograr una propuesta eficaz para reducir o eliminar la eliminación de error acumulativo que generan los sensores inerciales podría llevarnos a un gran trabajo, atacando esta área de oportunidad.

3. **Nuevos sensores para el análisis de parámetros a profundidad.** La posibilidad de tener un sensor que logre medir más parámetros, así como medirlos con más eficiencia, sería lo ideal.
4. **Mejores ubicaciones para la colocación de sensores.** Dependiendo de cada propósito de investigación, también debe haber trabajo enfocado en las ubicaciones más prometedoras para la colocación de los sensores con la finalidad de aumentar la eficiencia.
5. **Consumo de energía eléctrica.** Como se mencionó anteriormente, el consumo de energía eléctrica mediante batería representa una desventaja de estos sensores debido a que limita la adquisición de datos en el momento en el que la batería se agota. La investigación se debe enfocar tanto en nuevos sistemas de alimentación de energía, en baterías más grandes y en sistemas de análisis de la marcha más eficientes en cuando al gasto energético.
6. **Miniaturización de los sensores.** Esto va de la mano con la eficiencia en el gasto energético, así como con en la integración de más tipos de sensores para adquirir más parámetros, manteniéndose en un estado de no intrusión al sujeto para evitar incomodidad y modificaciones a su marcha natural.

Capítulo 2. Diseño de un sistema para la medición del ángulo de rodilla

Desarrollar un sistema de análisis de la marcha implica un proceso de selección complejo entre las diferentes opciones que se manejan. En la sección 2.1 se introduce el planteamiento y selección de las variables que el sistema debe ser capaz de medir. También se exponen las distintas opciones que existen y se realiza la selección del sistema de adquisición de datos. Después, en la sección 2.2, se explican las distintas posibilidades en cuestión de diseño de software, especialmente en el sistema de adquisición de datos seleccionado que mejor se adecúe a la finalidad establecida de parámetro biomecánico a medir. Finalmente, en la sección 2.3, se describe el procedimiento necesario para realizar la transformación de los datos en bruto adquiridos por los instrumentos de adquisición, llevándolos a conseguir la información deseada.

2.1 Diseño del sistema de medición

Como ya se ha hablado antes en el capítulo 1, existen diferentes finalidades y aplicaciones para un sistema de captura de movimiento. Una de las principales diferencias que tienen estas finalidades es la exactitud con la que se quieren capturar los movimientos del cuerpo. Lo anterior lleva a una clasificación cualitativa o cuantitativa de la eficacia del sistema.

Estableciendo un campo como ejemplo para describir lo anterior, se puede hablar de la ergonomía. El campo de la ergonomía lidia con la mejora de las condiciones humanas, las cuales incluyen el diseño de sistemas y asegura que sean cómodos, seguros y eficientes (Carneiro, 2010).

La antropometría aplicada, la cual puede ser considerada como uno de los subtemas de la ergonomía, contribuye a identificar las dimensiones del cuerpo. A través de ello se pueden identificar adopción de posturas y dimensionamiento potencial inadecuados, los cuales podrían resultar en la prevención de desórdenes. Algunos de estos desórdenes pueden estar relacionados con el sistema musculoesquelético (Barroso, 2010).

La biomecánica aplicada, la cual puede ser también considerada como un subtema de la ergonomía, estudia la mecánica de los sistemas biológicos, y los efectos mecánicos del cuerpo en movimiento, tamaño, forma y estructura (Lu & Chang, 2012). El principal propósito de analizar el movimiento humano es entender las funciones mecánicas del sistema musculoesquelético mientras se realiza una actividad motora (Lu & Chang, 2012).

En cuestión de los sistemas de análisis de la locomoción humana, existen varios con ese enfoque ergonómico. Este tipo de análisis ergonómicos analizan rangos de movimiento grandes, los cuales implican cambios en la energía usada. Un ejemplo de este tipo de análisis es realizado por Plantard et al. (2017) en donde demuestra que errores de 9 grados, son aceptables debido a los grandes rangos de movimiento que se evalúan.

Este tipo de sistemas, aunque son realizados con técnicas objetivas, se pueden basar en análisis cualitativos. Los análisis cualitativos se definen como “la observación sistemática y el juicio introspectivo de la calidad del movimiento humano con el fin de proveer un diagnóstico e

intervención apropiada para mejorar el rendimiento” (Knudson, 2013). Existe un énfasis en la palabra ‘diagnóstico’ donde un experto del movimiento selecciona la intervención más apropiada. Existen algunos ejemplos en la literatura donde se hace uso del análisis cualitativo con la finalidad de que un experto pueda observar los datos generados y pueda generar un juicio respecto al paciente, como, por ejemplo, el trabajo de Bernal et al. (2018) en donde aplica un análisis cualitativo en el campo médico (el más estricto en cuanto a exactitud del sistema se refiere). Incluso, en otros trabajos, una persona no experta en el tema puede observar claras diferencias cualitativas en los datos ofrecidos por este tipo de sistemas de análisis, como puede ser la diferencia en ergonomía en el trabajo de Lima et al. (2015) (Figura 2.1).

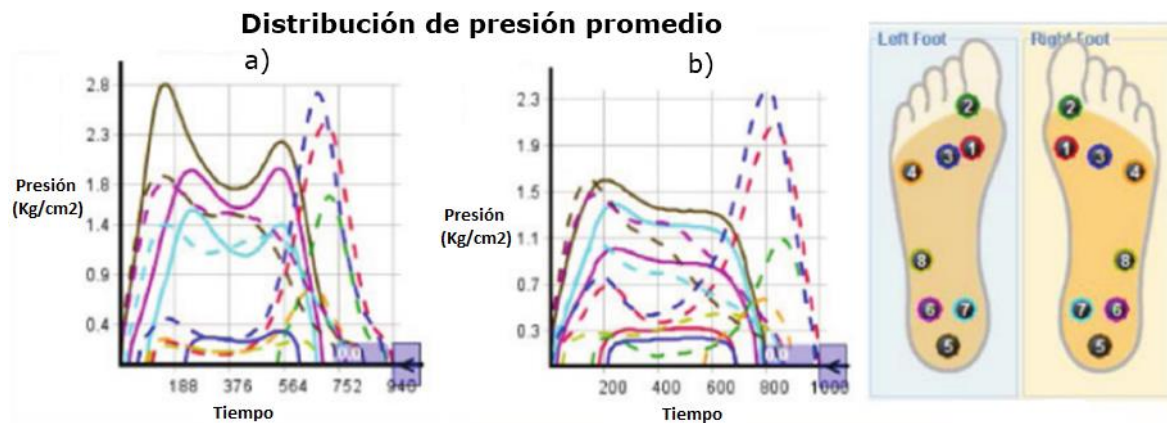


Figura 2. 1 Gráficas de distribución de presión de los pies (línea continua = pie izquierdo, línea discontinua = pie derecho). a) Registro con calzado normal; b) Registro con calzado alterado (incómodo). Imagen adaptada de (Lima et al., 2015).

El planteamiento de este sistema tiene la finalidad de servir como base para ampliarse en el futuro, dependiendo de la aplicación que se le quiera dar. Inicialmente, este sistema debe cumplir con una expectativa cualitativa. Sin embargo, aunque el sistema debe cumplir con un enfoque cualitativo, se busca ir más allá con las pruebas, yendo por un enfoque ‘clínico’ cuantitativo. La anterior decisión se tomó para cerrar las tolerancias poniendo a prueba el sistema, con la finalidad de asegurar las características de éste.

Con el propósito de obtener un diseño apropiado, se tuvieron en cuenta dos características principales:

- Selección del parámetro biomecánico final a medir.
- Selección de los instrumentos adecuados para realizar la medición, tomando en cuenta las áreas de oportunidad descritas en el capítulo 1.

2.1.1 Selección del parámetro biomecánico meta a lograr medir

Con la finalidad de llegar a una propuesta de diseño correcta, es necesario plantear los objetivos finales para encaminarse al momento de tomar decisiones de diseño y construcción de un proyecto. Para decidir el parámetro biomecánico al cual el sistema se encaminaría, se tomaron en cuenta estos dos factores:

1. **Análisis cualitativo.** Se debía elegir algún parámetro el cual se pudiera convertir en un indicativo con características visuales fáciles de reconocer para realizar comparativas sencillas entre los datos de literatura contra los que ofreciera el sistema. Este factor descarta algunos parámetros como la longitud de zancada, la cual es directamente dependiente de la altura del sujeto, evitando un análisis generalizado.
2. **Características principales inherentes al cuerpo y no al espacio.** Debido al enfoque que se tomó en cuestión de áreas de oportunidad, se nos indicaba que necesitábamos flexibilidad en cuanto al espacio/lugar dedicado para realizar los experimentos. Tomando en cuenta lo anterior, existía una preferencia sobre medidas relativas entre el mismo cuerpo

Entre los parámetros existentes investigados y expuestos en la sección 1, tomando en cuenta los factores anteriormente expuestos, el parámetro biomecánico seleccionado es el **ángulo en una articulación**, del cuerpo humano. Más concretamente, el **ángulo de rodilla**.

Existen dos razones principales por las cuales se opta por el ángulo de rodilla y no de la cadera ni tobillo. En cuestión de la cadera, como indica Perry (Jacqueline & Jon R, 1992), lo correcto es usar el ángulo de muslo y no el de cadera. Además, el ángulo de la cadera o muslo debe ser comparado contra el eje vertical. Esto implica que debe existir un posicionamiento correcto de cámara o una referencia en escena que nos indique como obtener la vertical, siendo la perpendicular de la superficie de caminado. Aunque no siempre ocurre lo anterior y es que, para el análisis de otros movimientos como el andar en bicicleta o el correr (Figura 2.2) se toma contra la posición del torso.

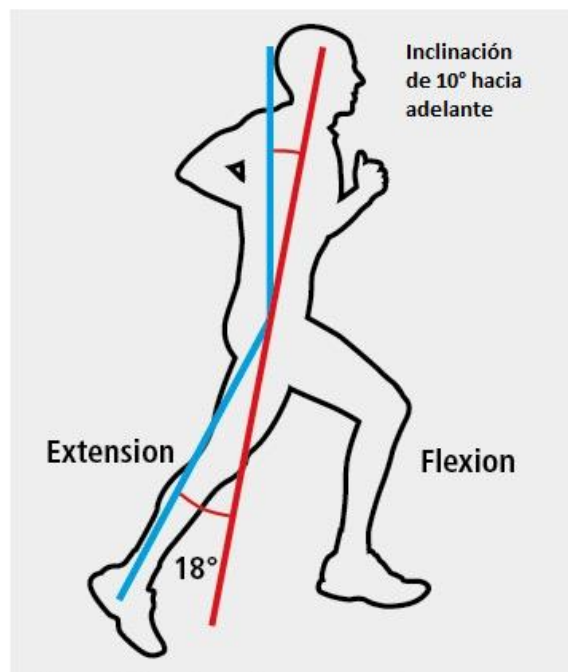


Figura 2. 2 Ángulo de cadera tomado contra la posición del torso y no contra la vertical. Imagen adaptada de (Tait, 2017).

Por otro lado, en cuestión del ángulo de tobillo, éste es un ángulo que se remite a la postura de referencia de la misma persona. Esto implica que puede tener leves diferencias debido a la morfología del pie, modificando el ángulo de referencia contra el cual se marca la diferencia entre plantarflexión y dorsiflexión.

Sin embargo, el ángulo de rodilla es dependiente solo del ángulo formado entre la tibia y el fémur, otorgando una generalización sencilla para su medición, independientemente de la rotación de la perspectiva de la escena hacia la persona, o la morfología del pie de esta. También se debe tomar en cuenta que algunas patologías presentadas en tobillo y cadera también muestran consecuencias en la rodilla.

Además, tomando el ángulo de rodilla como parámetro biomecánico base para el sistema, podemos guiarnos con lo que nos dice la literatura para obtener los márgenes de tolerancia (sección 1.2.1) para identificar un error funcional en un sujeto por medio del sistema.

Por ejemplo, McCarthy et al. (2013) nos indican que existen diferencias marcadas del ángulo de rodilla entre una persona sana y una persona con osteoartritis con niveles de confianza encima del 99.99%. Una persona sana, tiene un rango de flexión de la rodilla en la fase de apoyo superior ($18.0^{\circ} \pm 4.0^{\circ}$) ($p < 0.001$) contra una persona con osteoartritis la cual muestra rigidez ($10.3^{\circ} \pm 4.0^{\circ}$). Lo mismo pasa en la fase de oscilación, siendo que una persona sana tiene un rango de flexión de la rodilla superior ($61.2^{\circ} \pm 6.1$) ($p = 0.003$) contra una persona con osteoartritis ($54.8^{\circ} \pm 5.5^{\circ}$).

2.1.2 Comparativa y selección del mejor sistema de adquisición de datos

En el capítulo uno se hizo un recopilatorio de los distintos dispositivos e instrumentos que componen las categorías de sensores externos (o fijos) y sensores portátiles. Cada uno presenta ciertas ventajas sobre ciertas aplicaciones, por lo que no existe un sistema único definitivo. En la Tabla 2.1 se presenta un recopilado, en general, de los parámetros biomecánicos que adquieren cada uno de los sistemas desarrollados actualmente.

| | Método | Aplicación | Facilidad de uso |
|---------------------|---------------------|--|---|
| Sensores Portátiles | Sensores inerciales | -Posición de segmentos -Detección de pasos -Longitud de zancada | Algoritmos complejos. Sensibilidad a interferencias |
| | Sensores de presión | -Distribución de presión de la planta del pie -Detección de las fases de la marcha -Detección de pasos | Algoritmos simples. Fácil instalación en el calzado/suela. Respuesta no linear alta |
| | Sensores de fuerza | -Detección de pasos -Fuerzas de reacción del suelo -Detección de las fases de la marcha | Tamaño más grande que los sensores de presión (menos usabilidad) pero más fácil de analizar los datos |
| | Electromiogramas | -Actividad eléctrica muscular | Se necesita conocimiento específico para la colocación |

| | | | |
|----------------------------------|--|--|--|
| | | -Detección de fases de la marcha | de electrodos. Sensible a interferencias |
| | Sensores de ultra banda ancha | -Detección de pasos -Detección de fases de la marcha | El proceso de medición en el calzado/pie es crítico |
| | Sensores de ultrasonido | -Longitud de zancada -Detección de fases de la marcha | Sensible a interferencias. El proceso de adquisición del sensor es crítico |
| | Goniómetros | -Ángulos de las articulaciones -Detección de pasos | Fácil de colocar y analizar datos, pero tiene una baja histéresis |
| Sensores de Observación Externos | Plataformas de fuerza | -Detección de pasos -Fuerzas de reacción del suelo -Detección de fases de la marcha | Necesidad de que el sujeto esté en contacto con el centro de la plataforma para mediciones correctas |
| | Matrices de sensores de presión | -Distribución de presión de la planta del pie -Detección de fases de la marcha -Detección de pasos -Identificación de la marcha | Limitaciones de espacio, mediciones en interiores y habilidad del paciente para mantener el contacto con la matriz |
| | Procesado de imágenes de una sola cámara | -Identificación del individuo -Posición de segmentos | Fácil instalación de equipo. Algoritmos complejos para el análisis |
| | Cámaras de tiempo de vuelo | -Posición de segmentos -Detección de fases de la marcha -Distribución de presión de la planta del pie -Identificación del individuo | Solo se necesita una cámara, pero existen problemas con superficies reflectivas |
| | Visión estereoscópica | -Detección de fases de la marcha -Posición de segmentos -Reconocimiento del individuo | Calibración compleja. Costo computacional alto. |
| | Uso de luz estructurada | -Posición de segmentos -Detección de fases de la marcha | Calibración compleja. Costo más bajo de los sensores comparado contra otros sistemas de procesado de imágenes |
| | Termografías infrarrojas | -Detección de fases de la marcha -Posición de segmentos -Reconocimiento de individuos | Se necesita tomar en cuenta la emisividad, absorción, reflectividad y transmisión de los materiales |

Tabla 2. 1. Recopilado de sistemas de adquisición de datos relacionados con la marcha y su aplicación habitual. Tabla adaptada de (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

Debido a que la finalidad del desarrollo del sistema es medir el ángulo de rodilla, los sistemas base compatibles con esta finalidad son los goniómetros que miden directamente ángulos. Además, se pueden obtener los ángulos a partir de los segmentos del cuerpo, por lo cual los demás sistemas viables para el desarrollo del sistema son los sensores inerciales y todos los sistemas de observación externos que están basados en procesamiento de imágenes. De lo anterior, se necesita realizar un análisis para elegir en cual sistema basarse para el desarrollo de este trabajo:

- **Sensores inerciales:** Como se ha mencionado antes, los sensores inerciales presentan errores acumulativos durante el proceso de medición. Estos necesitan de algoritmos complejos o nuevos con la finalidad de evitar este error inherente que tienen, por lo que actualmente existe un campo de investigación grande sobre ellos y resulta difícil sobresalir entre otros trabajos que llevan años sobre ello.
- **Cámaras de tiempo de vuelo y termografías infrarrojas:** Normalmente estos instrumentos de medición son costosos, por lo cual va en contra de una de las áreas de oportunidad encontradas que es economizar la adquisición del sistema que se desarrolle. En la actualidad existen algunas marcas que empiezan a economizar estos dispositivos, como los sensores termográficos adaptables a celulares (Systems, 2019). Sin embargo, estos aún no han sido industrializados a un nivel mundial como para tener un fácil acceso a ellos.
- **Sistemas de luz estructurada:** Estos sistemas implican ciertas condiciones para su funcionamiento. Si trabajan bajo el espectro de luz visible, los instrumentos pueden ser económicos, pero se establecen condiciones de luz estrictas (luz ambiente con niveles de intensidad bajo, para que resalte la luz estructurada) para el momento de realizar el experimento. Esto podría perjudicar la marcha natural del sujeto al preocuparse por su caminar en un ambiente con poca luz. Por otro lado, si se trabaja con luz estructurada emitida en el espectro de luz no visible, esto aumenta el costo de la cámara que adquiere las imágenes para procesarlas debido a que debe ser capaz de captar la misma frecuencia de onda que está siendo producida por el emisor de luz estructurada.
- **Uso de videocámaras:** Entre los sistemas de observación externos, específicamente del uso de videocámaras, podemos encontrar sistemas de múltiples cámaras (observación estereoscópica o sistemas triangulados) y sistemas monoculares. Ambos son muy utilizados e investigados debido a la practicidad en su implementación, además de que ambos poseen ventajas y desventajas. Los sistemas estereoscópicos implican una instalación más estricta debido a que, normalmente, es necesario conocer la distancia exacta entre las 2 o más cámaras que se estén utilizando. Aunque proveen una rápida separación entre la persona y el fondo, a diferencia de los sistemas monoculares. Estos últimos tiene un desarrollo amplio en la actualidad y podemos encontrar diferentes referencias en la literatura (Cho, Chao, Lin, & Chen, 2009; Esmaeilzadeh, Khebzegga, & Moradshahi, 2018; Gu, Deligianni, Lo, Chen, & Yang, 2018). Las cámaras monoculares requieren de algún algoritmo o condiciones en la experimentación con la finalidad de lograr separar a la persona del fondo.

En conclusión, los sistemas que más se adaptan a las áreas de oportunidad presentadas previamente son los sensores inerciales (enfocando en llevarlo fuera de laboratorio, a vida cotidiana) y los sistemas de videocámaras (se adaptan a ser un sistema económico y de fácil adquisición).

Los sensores inerciales presentan dos ventajas claras:

- pueden ser usados para monitorear la marcha a largo plazo,
- se puede usar el celular (dispositivo con el que la mayoría de las personas cargan a diario) para facilitar la masificación del sistema.

Sin embargo, a pesar de sus ventajas, se necesita más de un dispositivo de medición inercial para obtener la posición de los segmentos y, a su vez, el ángulo de los miembros. Esto implica que se disminuya la segunda ventaja presentada frente a la finalidad propuesta.

Por otro lado, los sistemas de videocámaras presentan una fácil adquisición en el mercado. Sin embargo, sujetan al estudio al área limitada que la cámara sea capaz de observar. Además, el uso de una cámara monocular ofrece una simple instalación para el sistema. Por las razones anteriores, se decidió que el sistema estuviera basado en una sola videocámara.

2.2 Diseño del software

En las secciones anteriores se ha definido que el sistema estará basado en el uso de una sola videocámara. Además, la finalidad del sistema es medir el ángulo de rodilla. Lo siguiente corresponde a plantear el algoritmo capaz de cumplir con el objetivo, analizando las capacidades ofrecidas por el sistema seleccionado.

2.2.1 Adquisición de datos bidimensional y tridimensional

El cuerpo humano, siendo un objeto tridimensional, complica la forma de la adquisición de los datos correspondientes a sus parámetros biomecánicos inherentes a éste. Sin embargo, según el parámetro seleccionado, se puede realizar un análisis desde una perspectiva 2D o, exclusivamente, desde una perspectiva 3D.

Los sistemas monoculares no tienen la facilidad de los estereoscópicos para analizar la profundidad en la perspectiva adquirida. Sin embargo, eso no limita a los sistemas monoculares los cuales, con base en ciertos algoritmos y técnicas, permiten la identificación del cuerpo humano e, incluso, conocer su posición en el espacio. Aunque estas técnicas para lograrlo aumentan el costo computacional y/o las restricciones al momento de realizar el experimento

Debido a lo anterior, es importante conocer las técnicas de análisis mediante la representación 2D y 3D del cuerpo humano.

Representación 2D del cuerpo humano

Un sistema monocular ofrece una representación 2D del modelo 3D que se esté observando, que en este caso sería el cuerpo humano. Esta representación 2D crea una pérdida de datos que pudiera o no ser importante dependiendo lo que estemos analizando. Por ejemplo, si queremos analizar el trabajo que hace la cadera al caminar, en un análisis cinético, no podemos tomar sólo lo que se puede analizar en el plano sagital, ya que alrededor de un 23% de fuerza es vista desde el plano frontal (Eng & Winter, 1995).

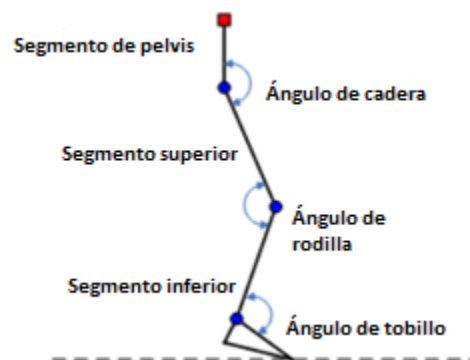


Figura 2. 3 Modelo conceptual e indicaciones de ángulos de la pierna derecha. Imagen adaptada de (Akhtaruzzaman, Shafie, Khan, Shafie, & Raisuddin Khan, 2016).

Por otro lado, si hablamos de los ángulos provistos por la rodilla y el tobillo, observables en la Figura 2.3, sabemos que, en términos generales, no hay gran pérdida de información en el ángulo de rodilla, tomado desde el plano sagital para un sistema 2D, contra un sistema de captura 3D (Nielsen, 2008). A diferencia del tobillo el cual si implica diferencias más grandes (con un nivel de confianza del 95%) entre los 2 sistemas de captura, no resultando viable tomarlo directamente (Nielsen, 2008).

Hablando de este trabajo, esta perspectiva es ideal para el análisis del ángulo de rodilla. Sin embargo, aún se tienen que analizar la forma de identificar los segmentos del cuerpo o las articulaciones para definir la perspectiva 2D como la definitiva.

Predicción de posición 3D a partir de un sistema monocular

Obtener una representación del cuerpo en tres dimensiones a partir de una sola cámara fija es un problema retador e investigado en la actualidad. Sin embargo, existen alternativas para lograr resultados interesantes. En la Figura 2.4 se puede observar un ejemplo de un sistema capaz de recrear una pose 3D a partir de una imagen procedente de una cámara rgb común creado por Mehta et al (2017).

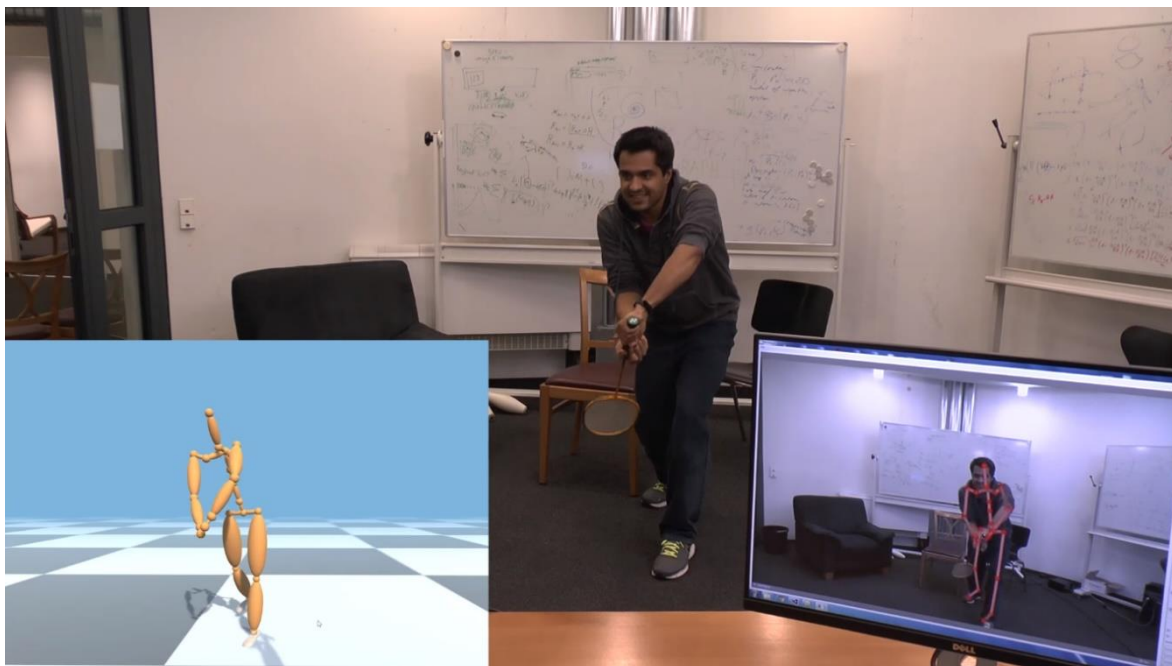


Figura 2. 4 VNect: Estimador de pose 3D a partir de una sola cámara rgb. Imagen tomada de (Mehta et al., 2017).

Existen diferentes formas para lograr la predicción de posición 3D a partir de un sistema monocular (Agarwal & Triggs, 2006; Andriluka, Roth, & Schiele, 2010; M Véges, 2018), desde el uso de estimadores de profundidad (Laina, Rupprecht, Belagiannis, Tombari, & Navab, 2016; Zhou, Brown, Snavely, & Lowe, 2017), así como métodos de predicción de coordenadas 3D (Martinez, Hossain, Romero, & Little, 2017) o el uso de un diccionario de combinación lineal de poses (Gu et al., 2018).

Muchos de estos algoritmos para obtener la posición 3D de una persona son bastante complicados, además de que muchos se encuentran en investigación actualmente, por lo que no hay muchos datos para lograr su reproducción e implementación.

Comparación de la perspectiva 2D contra la perspectiva 3D

Generalmente, para que una medida sea usada apropiadamente, se debe conocer el error de medición. Hablando de sistemas de análisis 3D, estos tienen una amplia aceptación en prácticas clínicas cuando su confiabilidad puede ser demostrada (Maynard, Bakheit, Oldham, & Freeman, 2003).

Existen diversos trabajos que se encargan de validar un sistema 2D contra un sistema que adquiera directamente la posición 3D del cuerpo. Estos explican los datos cinemáticos que se pueden obtener desde una vista sagital o una vista frontal en diferentes parámetros biomecánicos. Además, explican el cómo éstos se pueden comparar con el estándar, que son los sistemas 3D. Algunos de estos son:

- una validación de un sistema 2D contra un estándar de oro en 3D para cinemática en el plano sagital por Murphy et al. (2014),
- comparación de técnicas de medición 3D y 2D para el plano frontal de la rodilla por Steffen et al. (2014),
- validación y confiabilidad del análisis de movimiento de dos dimensiones para cuantificar déficits posturales por Paul et al. (2016),
- los límites y posibilidades del análisis de videos 2D para el movimiento del pie en corredores por S. Grau et al. (2000),
- validación y confiabilidad de análisis cinemático 2D del plano frontal mientras se corre por JN. Maykut et al. (2015),
- análisis de video 2D es comparable a la captura de movimiento 3D en el movimiento de las extremidades bajas por SA. Schurr et al. (2017),
- comparación de mediciones angulares en análisis de la marcha 2D y 3D por D. B. Nielsen et al. (2008),
- validación de una metodología de análisis de la marcha sin marcadores 2D por A. Castelli et al. (2015).

En un estudio sistemático de las variables de la marcha (incluyendo la flexión de la rodilla), McGinley et al. (2009) concluyeron que los índices de confiabilidad más altos entre 7 diferentes estudios ocurren en el plano sagital (excluyendo la inclinación de pelvis) y la confiabilidad más baja ocurre en el plano transversal (excluyendo la rotación de pelvis).

Selección de la forma de adquisición de los datos para el sistema

Para la selección de la forma de adquirir y trabajar con los datos, se tomaron en cuenta 3 aspectos:

1. Grado de certeza en la adquisición de los datos según la perspectiva.
2. Complejidad del algoritmo y costo computacional.
3. Exactitud de la identificación de segmentos y su posición espacial.

Para el ángulo de rodilla, el primer aspecto está cubierto, debido a la comprobación que existe entre la perspectiva 2D y 3D para este parámetro, siendo estadísticamente equivalentes (Nielsen, 2008). Para el segundo aspecto se ha observado que, en general, un algoritmo con predicción 3D es más complejo y, por ende, con mayor costo computacional. Sin embargo, no es regla debido a que, en un algoritmo de identificación 2D, el aumento de eficiencia de este implica también un aumento de complejidad y costo computacional. Para el tercer aspecto, existen diferentes técnicas para la identificación de los miembros del cuerpo, como pueden ser técnicas sencillas de substracción de fondos mediante contraste de colores (una cortina detrás del paciente) como técnicas más complejas como la segmentación espaciotemporal que implica menos restricciones al momento de la realización del experimento. También existen algoritmos de reconocimiento del cuerpo humano, los cuales están tomando relevancia en el campo de la investigación actualmente.

En conclusión, para el segundo y tercer aspecto se necesita una investigación de la literatura para identificar el mejor método que concuerde con estas demandas.

2.2.2 Selección de la adquisición de datos para post-procesamiento

Existen diferentes acercamientos para realizar el estudio y análisis del caminado. Todos ellos comienzan con la forma de adquirir las características necesarias con las cuales se hará la clasificación después. Algunos sistemas, como el de la Figura 2.5, se apoyan de un ambiente controlado para facilitar esta extracción de características. Otros sistemas usan marcadores visuales (Finkbiner et al., 2017). Algunos usan una combinación de los anteriores métodos (Akhtaruzzaman et al., 2016).



Figura 2. 5 Instalaciones del Laboratorio de Chien-Wen et al. en donde se muestra un ambiente preparado para generar alto contraste. Imagen tomada de (Cho et al., 2009).

Sin embargo, esta preparación previa para la adquisición de datos no facilita la rápida y sencilla implementación por parte de fisioterapeutas. Es por ello por lo que también ha habido propuestas a estas tecnologías, enfocándose en facilitar su implementación. Existen diferentes métodos, como por ejemplo algoritmos avanzados de substracción de fondos (L. Wang, Tan, Hu, & Ning, 2003) o segmentación espaciotemporal (Courtney & De Paor, 2010), así como algoritmos de identificación de los segmentos de las personas (Cao et al., 2017).

Estos últimos facilitan la implementación de las áreas de oportunidad previstas, debido a que no ocupan de cortinas en el área de experimentación, ni tampoco implican la colocación de algún tipo de marcador visual para la identificación de la persona.

Estos algoritmos que identifican los segmentos de una persona tienen una complejidad alta, provocando que crear desde cero uno de estos implicaría no dejar tiempo para implementarlo en la medición del parámetro biomecánico ni hacer pruebas estadísticas. Un ejemplo de estos algoritmos se puede observar en la Figura 2.6 en donde el algoritmo es capaz de reconocer la superficie del cuerpo humano.

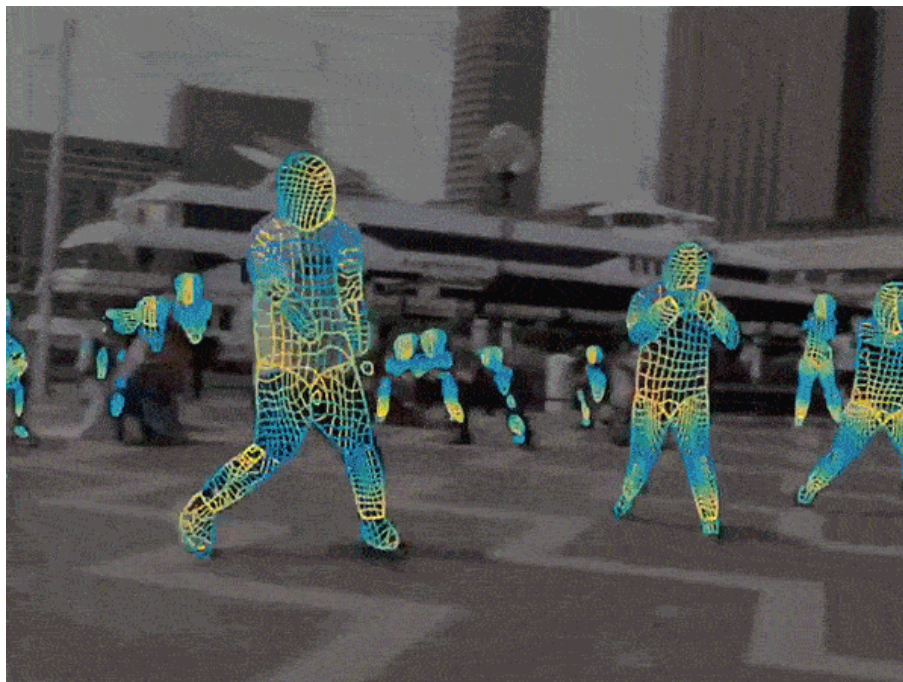


Figura 2. 6 Algoritmo de DensePose. Es capaz de reconocer el cuerpo humano y realizar un mallado indicando la superficie de este. Imagen tomada de (Güler, Neverova, & Kokkinos, 2018).

Realizando una revisión de literatura, existen algunas implementaciones recientes como, por ejemplo:

- OpenPose (Cao et al., 2017),
- DeepCut (Pishchulin et al., 2016),
- AlphaPose (Fang, Xie, Tai, & Lu, 2017),
- Mask RCNN (He, Gkioxari, Dollar, & Girshick, 2017),
- PoseNet (Y. Chen, Shen, Wei, Liu, & Yang, 2017),
- DeepPose (Toshev & Szegedy, 2014),
- Stacked Hourglass (Newell, Yang, & Deng, 2016).

Estos y otros trabajos más (Z. Wang, 2019) presentan dos diferentes lógicas en las que basan sus algoritmos. Unas se basan en reconocer a la persona primero y después a cada uno de sus miembros. Las otras se basan en reconocer cada miembro del cuerpo y al final unirlos para encontrar a una persona.

2.3 Procesamiento y presentación de la información

El ángulo de la rodilla es medido conforme al ciclo de la marcha. El registro de la información respecto al tiempo debe ser adaptada al ciclo de la marcha que se basa en el punto de contacto del talón con el suelo para iniciar y finalizar el ciclo, como se muestra en la Figura 2.7.

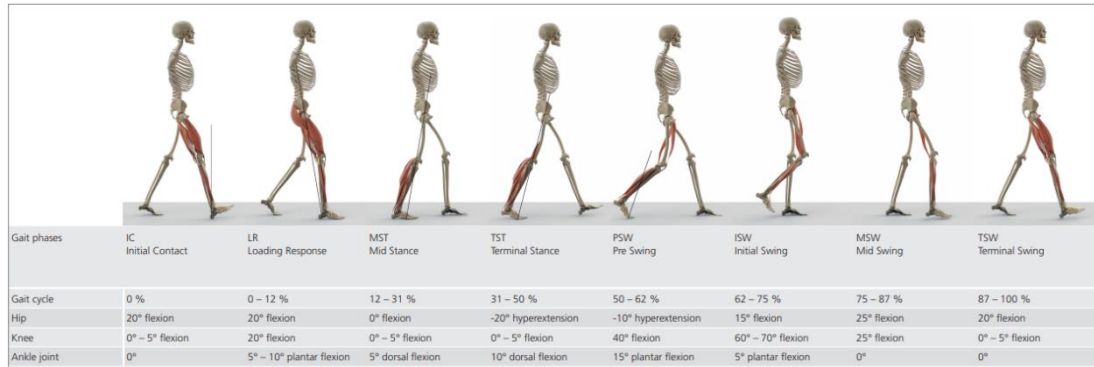


Figura 2. 7 Las ocho subfases del ciclo de la marcha humana. Imagen tomada de (Streifeneder, 2019).

Teniendo clara nuestra finalidad, la fuente de datos y la forma de adquirirlos, solo resta centrarnos en el software que se encargará de:

- la interpretación de las imágenes 2D tomadas,
- adquirir los datos necesarios para obtener las ubicaciones de las articulaciones del cuerpo,
- organizarlos y obtener el ángulo de rodilla en cada uno de los fotogramas del video a analizar,
- identificar y realizar el seccionamiento de cada ciclo de la marcha,
- mostrar los datos de una forma en la que presente una fácil interpretación.

La forma correcta de presentar los datos con la finalidad de que sean fácilmente interpretados por un experto fue presentada en la gráfica de la marcha sana por Perry et al. en la sección 1 retomándola en la Figura 2.8. Esta forma de presentar los datos en forma de porcentaje del ciclo de la marcha ayuda a identificar los datos promedio con la finalidad de identificar disfunciones en el ciclo normal de la marcha.

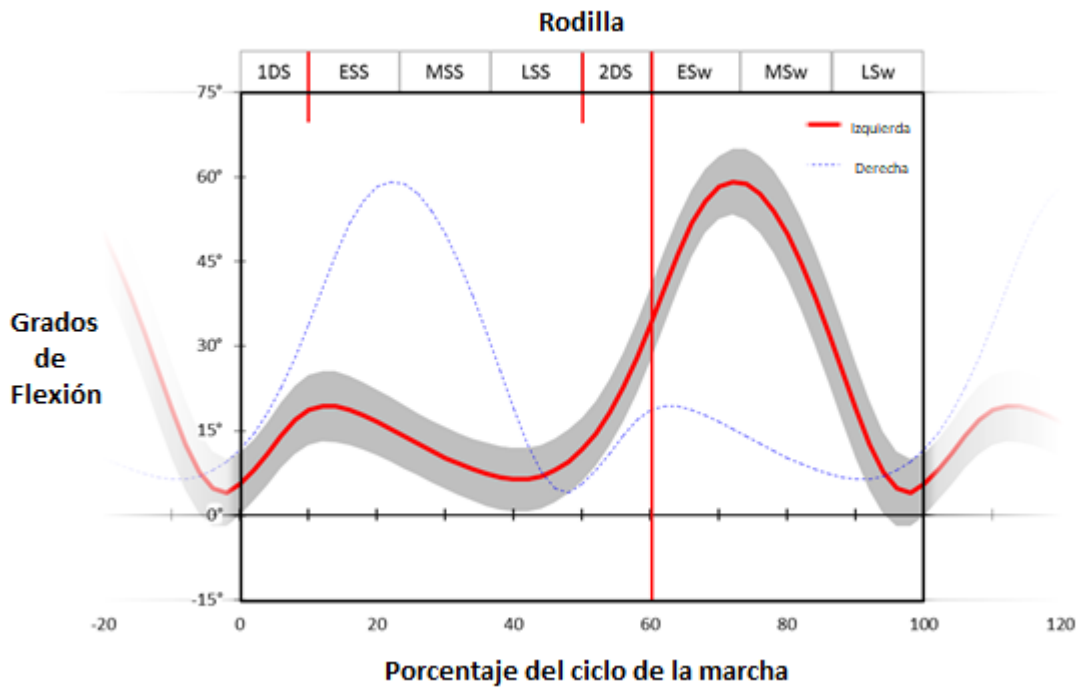


Figura 2. 8 Representación del ángulo de rodilla en el ciclo de la marcha. Imagen adaptada de (Baker, 2015).

Por lo tanto, lo que se muestra en la Figura 2.8 sería la finalidad, la meta a lograr al momento de realizar nuestra adquisición y procesamiento de datos de un ser humano caminando desde un punto de vista sagital. La presentación de los datos del rango de flexión del ángulo de rodilla, seccionado en la forma del ciclo de la marcha, es la presentación ideal de información para la interpretación y obtención de conclusiones para revelar si un paciente entra dentro de un rango de paciente sano o, por el contrario, puede estar presentando síntomas de alguna patología.

Capítulo 3. Desarrollo del sistema de medición del ángulo de rodilla

En este capítulo se habla de la selección final e integración de los componentes que constituyen este sistema y las condiciones de experimentación. Además, durante el transcurso de los experimentos, se fueron agregando complementos al algoritmo con la finalidad de añadir correcciones y mejorar la precisión del sistema.

La finalidad del sistema es lograr una implementación de medición de ángulo por medio de un sistema de adquisición externa, logrando un sistema barato y de fácil adquisición y uso. En la sección 3.1 se establecen los componentes seleccionados para lograr las metas propuestas. En la sección 3.2 se detalla el flujo de trabajo del algoritmo para lograr lo propuesto. En la sección 3.3 se describen los complementos añadidos para mejorar el rendimiento del sistema.

3.1 Sistema de reconocimiento humano

Para el desarrollo de este sistema, enfocado en el ángulo de rodilla, se escogió un algoritmo de identificación en perspectiva 2D. Esto se debe a que los algoritmos que realizan una predicción 3D agregan un paso extra (ya que hacen una identificación previa 2D del individuo) el cual provee de un error extra. Para la medición del ángulo de rodilla, no es necesario una reconstrucción 3D del movimiento. Esto es debido a que el movimiento se encuentra restringido mayoritariamente al plano sagital.

Debido a lo anterior, se eligió el algoritmo OpenPose creado por Cao et al. (2017) como una base para el sistema en desarrollo debido a que es el sistema que mostraba datos más eficientes en cuanto a detección. Al momento de la investigación y selección de elementos para el desarrollo de este sistema, Cao et al. (2016) mostraron la mejor eficiencia ante los sistemas más usados en el momento. Sin embargo, pensando en un trabajo a futuro, Cao et al. (2018) muestran que, aunque ellos también tienen un aumento en su eficiencia, existen otros sistemas nuevos que podrían contemplarse.

OpenPose es un *framework* que usa un sistema de reconocimiento articular, como se muestra en la Figura 3.1. Además, el autor de este framework provee de datos, información y código suficiente para realizar la reproducción de su trabajo. Sin embargo, por sí mismo, no puede ser usado como una plataforma biométrica. Es ahí donde, usando este algoritmo de detección de personas, se realizan distintas aplicaciones dependientes del tema al que el investigador enfoque. Trabajos recientes apoyándose de este sistema son, por ejemplo, la predicción de tiros en *basketball* (Nakai, Tsunoda, Hayashi, & Murakoshi, 2018), reconocimiento de actividades de cocina mediante la identificación de las características de las manos (Okumura, Inoue, Urabe, & Yoshioka, 2018) o el desarrollo de un robot social e interactivo robusto (De Jong et al., 2018).



Figura 3. 1. Imagen ejemplo de detección de articulaciones del cuerpo humano con el software OpenPose. Imagen tomada de (Cao et al., 2017).

3.1.1 Características de OpenPose

OpenPose es un sistema de detección de articulaciones 2D. Este sistema es invariante a entornos, sea en interiores o en exteriores (Figura 3.2). Además, sirve para el uso de detección de múltiples personas en escena a la vez. No usa rastreo de objetos, si no que realiza una búsqueda en cada nuevo fotograma de un video.



Figura 3. 2. Ejemplo del uso de OpenPose sobre una imagen.

Este framework permite trabajar con imágenes individuales o videos. Sin embargo, el tiempo de ejecución del sistema es lento, por lo cual no es viable realizar el proceso en vivo.

Existen ciertos problemas ya detectados al momento de trabajar, algunos provistos por Cao et al. (2017), otros detectados por Esmailzadeh et al. (2018) de la Universidad de Stanford y otros encontrados por nosotros, los cuales son:

- pose o apariencia rara,
- partes del cuerpo faltantes o detecciones falsas,
- oclusión por partes de 2 cuerpos diferentes que se sobreponen, por un objeto que se sobrepone a la persona o por que la persona saque alguna de sus extremidades fuera del marco de la cámara,
- asociaciones erróneas de partes de cuerpo entre 2 personas muy cercanas,
- falsos positivos por parte de animales o estatuas,
- detección de una sombra como persona,
- la falta de acutancia entre los miembros de una misma persona, o entre la persona y el fondo.

Los primeros 5 errores comunes se pueden observar en la Figura 3.3, de izquierda a derecha.



Figura 3. 3. Errores comunes en la detección de articulaciones con OpenPose.

OpenPose tiene las siguientes versiones para trabajar:

- API (Interfaz de aplicación de programa, por sus siglas en inglés) para Python,
- API para C++,
- encapsulador de C++,
- ejecutable de línea de comandos.

Se decidió trabajar con la versión ejecutable de este framework. Esta versión trabaja bajo ciertas funciones específicas e instrucciones para lograr los resultados deseados, las cuales se pueden aprender desde la página oficial.

Además, se investigó sobre la última versión de OpenPose y fue la que se decidió implementar en donde incluye la detección de pies. La razón de usar esta versión es porque, como se muestra en la Figura 3.4, la detección de pie ayuda en la predicción de miembros oclusos y mejora la eficiencia general de los miembros inferiores del cuerpo humano.

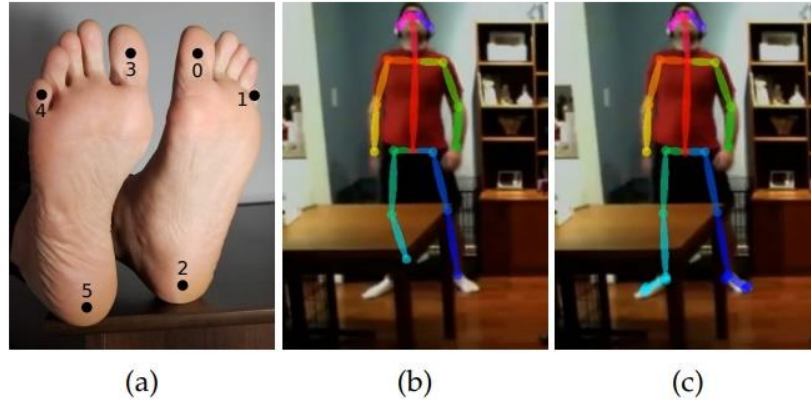


Figura 3. 4. Análisis con detección del pie. (a) Anotaciones de los puntos de detección del pie, consistiendo en los dedos grandes, los chicos y los talones. (b) Detección con el modo de solo cuerpo (modelo COCO) en donde el tobillo derecho no es detectado adecuadamente. (c) Detección con el modelo de cuerpo + pies, en donde la información del pie ayuda a la predicción de la ubicación del tobillo derecho.

La forma de trabajar de OpenPose es la siguiente: la entrada de datos para las redes neuronales que usa no es la habitual. Esta debe tener la información de cada píxel normalizada entre -1 a 1 y no de 0 a 255 como se acostumbra en algoritmos de visión.

Una vez que el fotograma entra a la red neuronal pre-entrenada, esta entrega 2 tensores concatenados en un tensor de 57 matrices. Uno de esos tensores es de mapas de calor (*heatmaps*) el cual ofrece 18 matrices en donde se puede ubicar con cada una la posible ubicación de una parte del cuerpo y una matriz extra para la identificación del fondo. El otro tensor es de campos de afinidad de partes (*part affinity fields*) en el cual son 38 matrices que ofrecen información de la posición y orientación entre las conexiones (físicamente reales o conexiones virtuales) entre las partes del cuerpo, las cuales están divididas entre direcciones en X y direcciones en Y.

A los mapas de calor se les aplica una supresión de no-máximos (*non-maximum suppression*) para generar zonas concretas de la ubicación de las partes del cuerpo.

Después se usa teoría de grafos para hacer la unión de las partes de cuerpo (tomando en cuenta que en la imagen puede haber más de una persona). Para lograr la correspondencia de partes, dividiéndola entre diferentes cuerpos humanos, el algoritmo se apoya del tensor de campos de afinidad de partes. Al realizar una integral de línea utilizando las posibles conexiones entre partes, tomando en cuenta el efecto de los campos de afinidad, estos otorgarán un peso específico que nos ayudará a resolver el problema de asignación de partes.

Teniendo este peso específico, se procede a realizar una asignación de conexión entre partes con un algoritmo que identifique el mayor puntaje de peso al elegir una parte de cuerpo y verificar con que otra parte de cuerpo tiene más afinidad.

Una vez que se tienen las colecciones de partes unidas, estas colecciones se pueden identificar como diferentes humanos en una misma imagen. Solo resta establecer estas conexiones a la imagen original para mostrar el resultado visual final.

Es en esta parte en donde, según los requerimientos que se planteen en el diseño del sistema, el algoritmo continuará para lograr la finalidad que se proponga, enfocándola en la aplicación

seleccionada. Por ejemplo, en caso de que se seleccione implementar un algoritmo de rastreo, será a partir de aquí donde se empieza a implementar en el código.

En la Figura 3.5 se puede ver un diagrama de flujo de la forma en la que trabaja OpenPose, descrito anteriormente. En el Anexo A se puede encontrar un protocolo para la adquisición de video con OpenPose.

Flujo de trabajo de Openpose

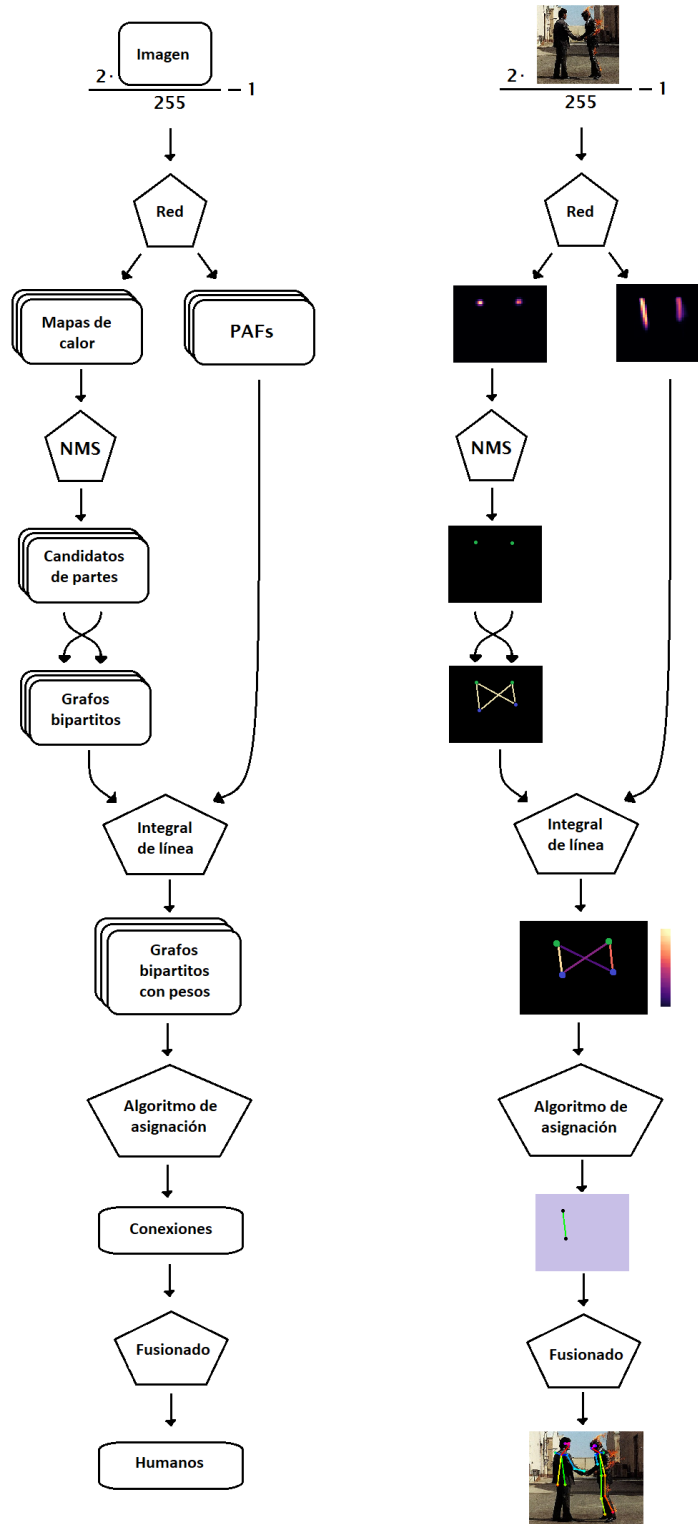


Figura 3. 5. Flujo de trabajo de OpenPose. Imagen adaptada de (Ale Solano, 2017).

3.1.2 Cámaras para la adquisición de la información

El sensor de visión necesario para adquirir el video a partir de donde se realizará el análisis no tiene requisitos exigentes. En cuestión a la calidad de lente, resolución (megapíxeles necesarios) y fotogramas por segundo necesarios permiten que uno pueda usar una cámara de celular sin problema alguno.

La calidad de lente de una cámara de celular actual es suficiente para capturar la escena con la nitidez suficiente. La resolución para una buena detección de segmentos puede ser perfectamente un formato cercano a 720x480 (grabación horizontal) o 480x720 (grabación vertical) o menor (480p), lo cual es superado con facilidad por las cámaras actuales de celular.

Por otro lado, en cuestión de fotogramas, tomando como base el teorema de frecuencia de muestreo de Nyquist-Shannon, en donde nos dice que se debe tomar 2 veces la máxima frecuencia que se encuentre en nuestra señal para poder reconstruirla, realizamos una transformada de Fourier de la que consideramos nuestra señal ideal, mostrada en la Figura 3.6.

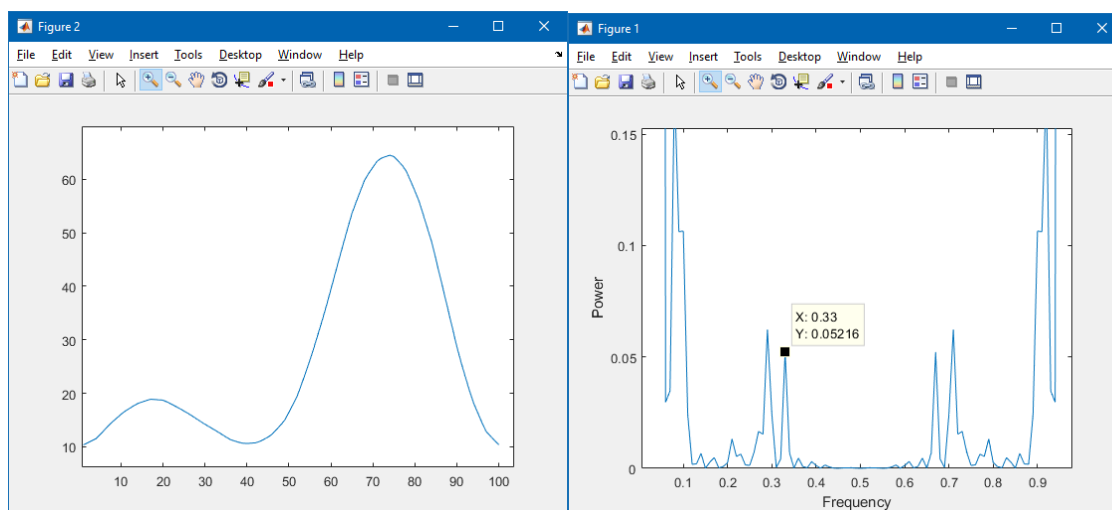


Figura 3. 6. Transformada de Fourier de nuestra señal ideal.

Realizando el muestreo de la curva ideal, con la nueva frecuencia de muestreo (17% de las muestras), se observa que, efectivamente, no hay una gran pérdida de datos y se representa la curva original, como se muestra en la Figura 3.7.

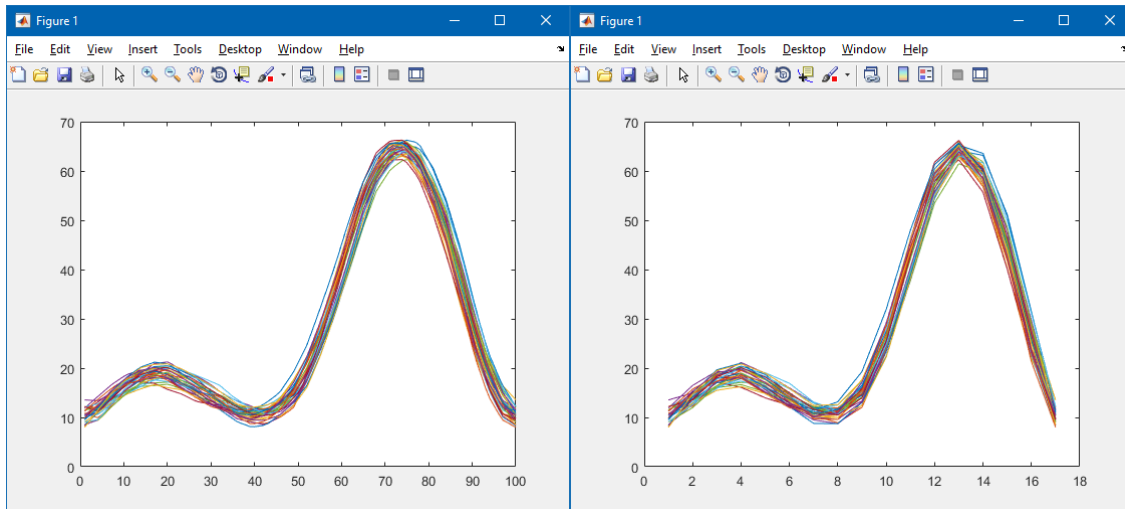


Figura 3. 7. A la izquierda, curvas originales. A la derecha, curvas con la mínima frecuencia de muestreo.

La cantidad de fotogramas por segundo a la cual se debe registrar los datos, están relacionados con la velocidad a la que va caminando la persona, así como por la longitud de paso (normalmente, debida a la altura de la persona). Por lo cual, se puede usar la siguiente ecuación propuesta para calcular el mínimo de fotogramas a usar.

$$FPS = 17 * \frac{V}{2*LP} \quad (1)$$

Donde:

FPS son los fotogramas por segundo mínimos requeridos para la representación de la curva.

V representa la velocidad a la que camina la persona, en metros por segundo.

LP representa la longitud de paso de la persona.

La ecuación anterior está descrita para una persona que tenga una misma longitud de paso para ambas piernas. En caso de que lo anterior no se cumpla, se debe tomar la longitud de paso de la pierna que tiene menos avance.

Como ejemplo, un sujeto que hizo pruebas en los experimentos tiene una longitud de paso de 60 cm, simétrica para ambas piernas, resultando en 1.2 m/ciclo. Además, las pruebas las realizó a 3 mph, los cuales son 1.33 m/s. Esto resulta en que los fotogramas por segundo mínimos son 18.84 que redondea hacia arriba a 19.

Sin embargo, el sistema desarrollado realiza una automatización de los datos mediante el evento del punto de contacto del tobillo contra el suelo, en la fase de oscilación. Esto implica que, usar la mínima cantidad de fotogramas aumenta la probabilidad de desfase los datos sobre la gráfica del ciclo de la marcha debido a un registro tardío del evento de contacto del tobillo contra el suelo.

Esto nos da como conclusión que los 30 fotogramas típicos a los que trabajan las cámaras de celular actuales son suficientes para el caminado natural de la gente.

3.1.3 Implementación y uso en software propio

OpenPose es capaz de generar archivos de texto con las coordenadas de las articulaciones de cada persona detectada en un fotograma. Esta información se puede recopilar para obtener lo buscado de un video.

Usando el software Matlab (Mathworks, Natick, MA), se puede recabar la información ofrecida por OpenPose para, posteriormente, tratarla y analizarla con la finalidad de darle sentido y utilidad. La decisión de usar una solución basada en Matlab fue basada en las amplias capacidades matemáticas de la plataforma, proveídas por *The Mathworks Inc.* Además, viendo posibilidades de expansión a futuro, existen diversos trabajos (Mantoan et al., 2015; Mikut, Burmeister, Braun, & Reischl, 2008; Sandholm, Pronost, & Thalmann, 2009; Stegmaier, Alshut, Reischl, & Mikut, 2012) que podrían proveer de herramientas para lograrlo. En la Figura 3.8 se puede observar una de estas herramientas para la expansión del sistema desarrollado.

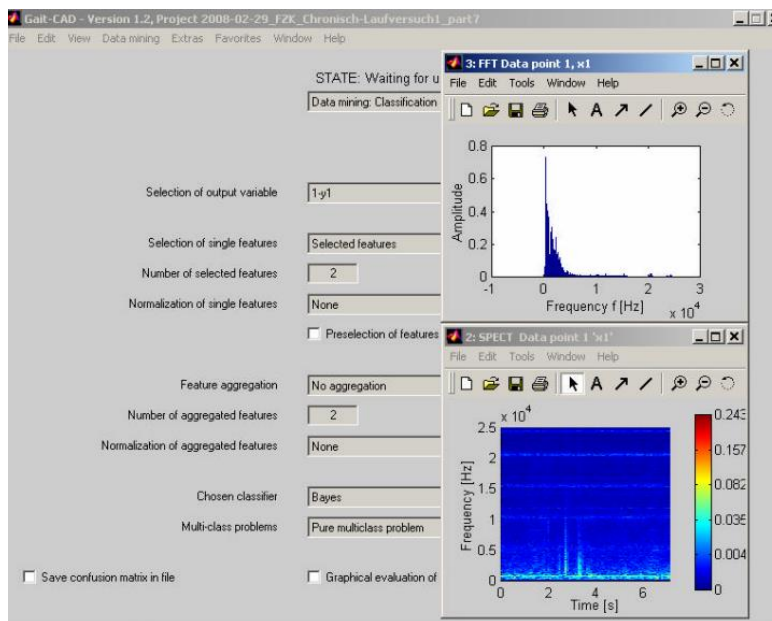


Figura 3. 8. Captura de pantalla del toolbox Gait-CAD (Mikut et al., 2008).

3.2 Código principal

El código de Matlab tiene la función principal de recoger los datos ofrecidos por OpenPose de cada una de las coordenadas de las articulaciones, realizar el tratamiento necesario y convertir esta información cruda en información crucial para la interpretación de un experto de la marcha humana.

Este algoritmo, de forma general, debe ser capaz de:

- adquirir todos los datos del video a analizar generados por OpenPose,
- obtener el ángulo de rodilla en cada fotograma, del video entero,
- realizar el corte de cada ciclo de la marcha de forma automática,
- normalizar los datos a porcentaje de ciclo y superponer los ciclos de la marcha,
- mostrar la información final con gráficas y un video.

En la Figura 3.9 se puede observar un diagrama de bloques a detalle del código el cual muestra el flujo de trabajo, para lograr las metas previamente descritas. A continuación, se detalla cada paso del algoritmo.

Adquirir todos los datos generados por OpenPose.

En la configuración de la versión ejecutable de OpenPose se destaca la creación de archivos con terminación *json* (JavaScript Object Notation) en donde se crea un archivo de este tipo por cada fotograma del video. Los archivos con terminación *json* son formatos de intercambio de datos de peso ligero. Presentan la facilidad de que son fáciles de leer y escribir para humanos, así como fáciles para las máquinas para generarlos y analizarlos (Crockford, 2019).

Estos archivos generados por OpenPose contienen la información de cuántas personas fueron detectadas en el fotograma y las articulaciones de cada una. Esta información de articulaciones consiste en las coordenadas de las articulaciones de las personas e incluye un valor de certeza para cada articulación detectada.

A partir de aquí inicia la adquisición y procesamiento de datos del algoritmo. Matlab no tiene una compatibilidad directa para leer archivos tipo *json*. Sin embargo, si tiene un decodificador de información de una cadena de texto para convertirlo en una estructura.

OpenPose genera un archivo *json* por cada fotograma analizado, por lo cual la cantidad de archivos es grande. Por lo tanto, el algoritmo debe ser capaz de:

- realizar la lectura de todos los nombres de archivos que se encuentren en la carpeta designada para almacenarlos, además de la cantidad de archivos,
- ser capaz de abrir cada archivo, leerlo y adquirir sus datos en forma de cadena de texto,
- transformar las cadenas de texto en estructuras,
- repetir el proceso por cada uno de los fotogramas que tiene el video (archivos *json*).

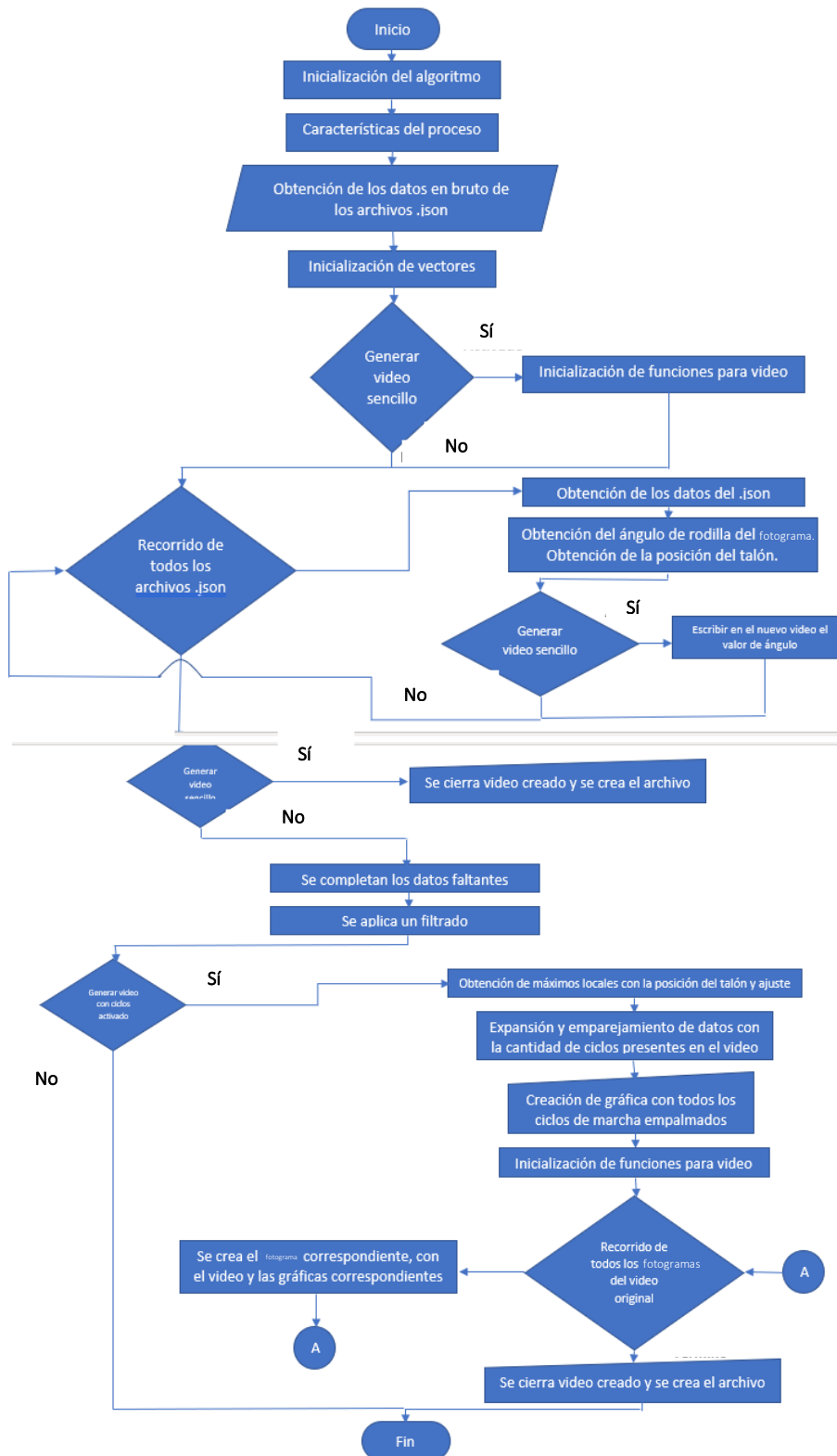


Figura 3. 9. Diagrama de bloques del algoritmo.

Obtener el ángulo de rodilla de manera continua del video entero.

OpenPose genera un total de 25 puntos de interés, cada uno con sus coordenadas en el eje X y el eje Y, así como un valor de certeza. Para cada fotograma es necesario seguir el siguiente algoritmo:

- adquirir los datos de coordenadas de cadera, rodilla y tobillo,
- generar dos vectores, el de cadera-rodilla y el de rodilla-tobillo,
- obtener el ángulo entre estos vectores y almacenarlo,
- repetir el proceso para almacenar el ángulo de rodilla de todo el video.

En la Figura 3.10 se puede observar una gráfica con todos los valores de ángulo capturados durante un análisis de un experimento sobre caminadora. Para lograr lo anterior es necesario recopilar todos los datos de ángulo de rodilla en una sola variable, con la finalidad de poder manejar y procesar estos datos.

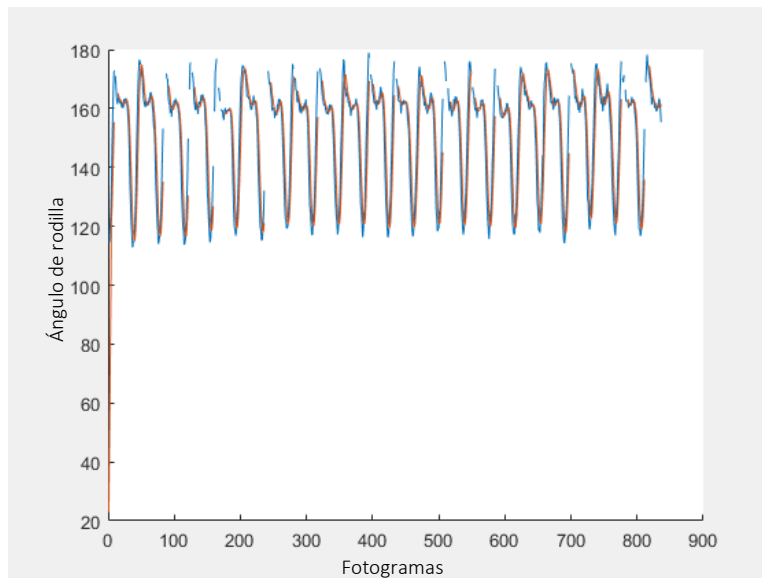


Figura 3. 10. Datos provenientes de un video con 20 ciclos de marcha completos. Ángulo generado con referencia siendo 180° cuando la pierna está totalmente estirada.

Obtener los datos necesarios para realizar la automatización del corte de cada ciclo de la marcha

Los datos en bruto provenientes de la información captada por sensores para el análisis de la marcha no están adecuados para su análisis e inspección. Es necesario discriminar de entre los datos existentes para identificar cuáles de ellos corresponden a etapas representativas del caminado. Además, de esta forma, se posibilita la normalización temporal en ciclos de marcha y la comparación entre pacientes mediante una generalización del movimiento (Bernal Torres & Medellín Castillo, 2018).

Como se había presentado anteriormente, un ciclo de la marcha se identifica con el punto inicial de contacto del pie contra el suelo, el cual también indica el comienzo de la fase de apoyo. Las plataformas de fuerza son ideales para identificar este contacto. Sin embargo, existen otros métodos para obtener esta información sin usar una plataforma de fuerza, la cual puede ser complicada de implementar en el uso de una caminadora o en el análisis de la marcha habitual.

Estos métodos se basan, normalmente, en algoritmos que identifican y analizan la posición horizontal/vertical del talón, así como la velocidad horizontal/vertical de este. Incluso algoritmos que toman en cuenta las aceleraciones. Además, existen estudios que analizan la eficiencia de estos algoritmos, como por ejemplo el estudio de Felipe et al. (2015) en donde trabajan en una comparativa de diferentes métodos para la identificación de contacto del pie en caminadora, a diferentes velocidades.

Sin embargo, aunque los algoritmos basados en velocidades y aceleraciones prueban tener resultados relativamente exitosos (Ghoussayni, Stevens, Durham, & Ewins, 2004; A. Hreljac & Stergiou, 2000; Alan Hreljac & Marshall, 2000), estos empiezan a estar sujetos a problemas cuando la velocidad de caminado o la cinemática de las articulaciones comienzan a desviarse de la normalidad (Zeni, Richards, & Higginson, 2008).

Debido a lo anterior, Zeni et al. (2008) propusieron dos algoritmos simples pero robustos frente a las variaciones producidas por cambios en la velocidad del caminado o por patologías. Uno de estos algoritmos propone la identificación del desplazamiento horizontal del pie, tomando como referencia el sacro/la pelvis. El otro algoritmo propone el cambio de velocidad presentada sobre el eje x por parte de un marcador en el talón. Debido al movimiento natural sobre una caminadora, el primer algoritmo se muestra como una sinusoidal generada por el movimiento natural de la pierna. El segundo algoritmo muestra un cambio de velocidad positiva a negativa y viceversa por el movimiento en el eje X de la pierna.

Tomando en cuenta la robustez de los algoritmos previamente mencionados, se implementó el primer algoritmo en el código principal, tomando el punto de detección de tobillo como marcador de movimiento en el eje X y el punto de detección de cadera como el punto de referencia. En la Figura 3.11 se puede observar un ejemplo de la representación del movimiento en el eje X de este marcador con respecto al tiempo.

Por otro lado, existen investigaciones continuas sobre estos métodos, tratando de mejorar la detección del contacto del pie con el suelo/la caminadora. Sin embargo, a pesar de la existencia de estos métodos, la detección precisa sin una plataforma de presión puede ser difícil. Jacob et al. (2015) presentaron una metodología simple para la identificación del punto de contacto de talón mediante la identificación del desplazamiento horizontal del talón. Este desplazamiento del talón es calculado a partir de un punto de referencia basado en el tobillo o talón de apoyo hacia el talón oscilante, en vez de usar el punto de pelvis como referencia. Este tipo de metodologías nuevas que prueben ser mejores que la de Zeni podrían considerarse para implementaciones en trabajo a futuro.

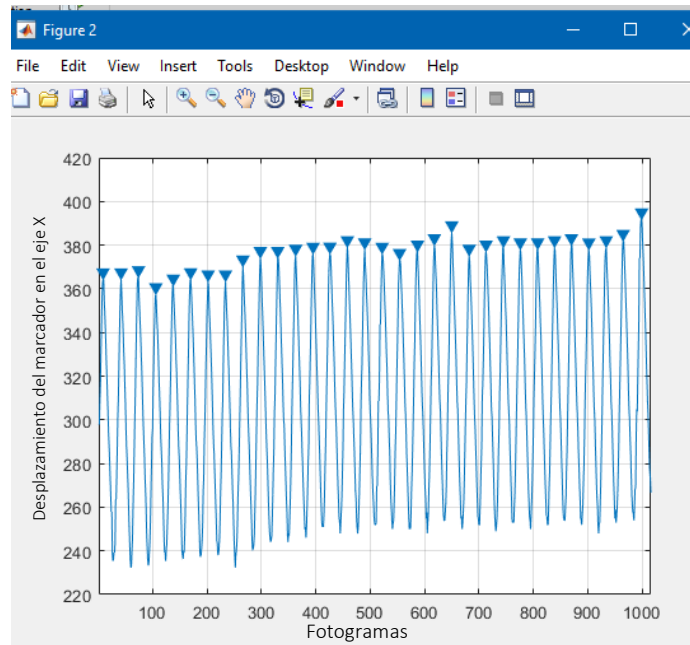


Figura 3. 11. Registro de la oscilación del tobillo con respecto al punto de cadera durante la grabación de una persona sobre caminadora.

Normalizar los datos y superponer las gráficas individuales de los ciclos de la marcha en una sola gráfica general.

Una vez que se tienen los ángulos de rodilla y los cortes de cada ciclo, solo es necesario acomodar los datos. El procedimiento para realizarlo es el siguiente:

- **Obtener una lista de cortes gracias a lo del tobillo.** La primera parte del proceso es obtener una lista de cada uno de los fotogramas en los cuales coincide el final de ciclo para poder ordenar los datos. Con la finalidad de realizar este proceso automatizado, se debe tener cuidado con el ruido que pueda venir en la señal la cual pueda influir en la detección de cada corte de ciclo.
- **Eliminar los datos que no correspondan a los ciclos.** Debido a que no existe alguna restricción al momento de comenzar y finalizar el video al momento del experimento, pueden existir datos de ciclos inconclusos al principio y al final. Por lo cual, se deben omitir ciclos inconclusos.
- **Normalización de cada ciclo al 100% (repetir el dato 100/0).** Debido a que la correcta visualización de los datos debe ser en porcentaje de acuerdo a las fases que tiene la marcha, se deben ajustar los datos que vengan de cada ciclo del video a 100 datos para su correcta visualización. Esta representación de una distribución de porcentaje implica que se deba realizar una normalización a la duración del ciclo. Para lograr esto, se aplica una interpolación lineal a los datos correspondientes a cada ciclo. Se consideró el uso (y se comparó) de *splines*, sin embargo, la falta de datos para la normalización no es tan grande y una simple interpolación lineal es suficiente para cubrir los datos faltantes y mantener ágil el algoritmo.
- **Organización de los ciclos.** Una vez que se tienen todos los datos ajustados a cada ciclo, solo es necesario desplegarlos. Para una mejor visualización, también se puede obtener función

media de todos los ciclos, así como su dispersión superior e inferior para una mejor visualización, como se puede observar en la Figura 3.12.

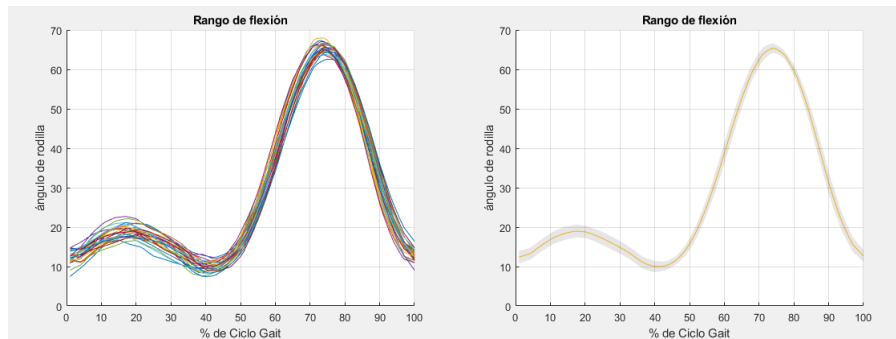


Figura 3. 12. Muestra de los ciclos acomodados por contacto de pie contra el suelo. Imagen a la izquierda mostrando cada ciclo del video, imagen a la derecha con el ciclo promedio y la dispersión correspondiente.

Crear un gráfico y un video de salida

Finalmente, el algoritmo entrega los resultados como se muestra en la Figura 3.12. Además, se adaptó el algoritmo para crear un video de salida, como se muestra en la Figura 3.13.

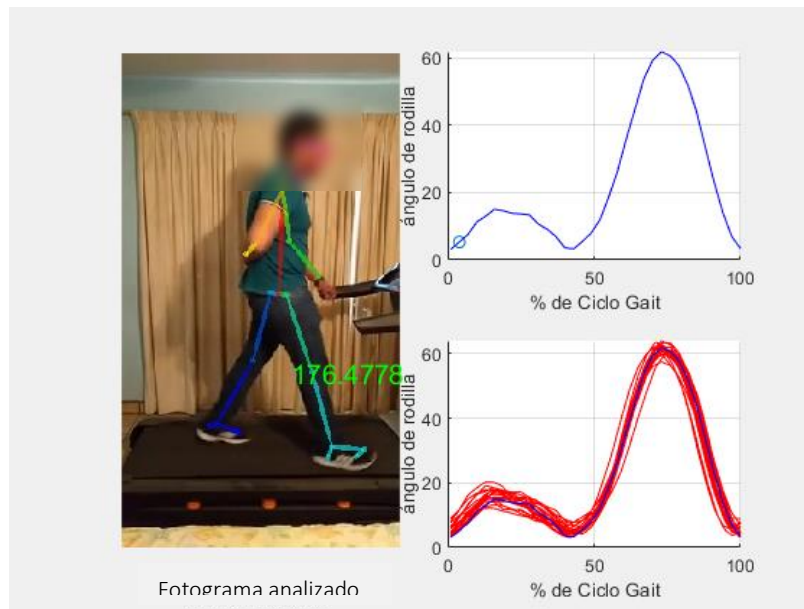


Figura 3. 13. Fotograma de ejemplo del video de salida.

En este video de salida se puede observar en la parte izquierda el video original, con el añadido de el esqueleto de detección y el valor del ángulo detectado. De lado derecho se muestran dos gráficas. En la gráfica superior, se muestra el ciclo actual que se está observando. Además de mostrarse el ciclo, se muestra mediante un círculo, el punto exacto de la medición. Lo anterior implica una sincronización entre los valores normalizados de los ciclos, y la cantidad de valores reales que existen según cada fotograma. En la gráfica inferior, se muestran de rojo todos los ciclos del video entero y se muestra en azul el ciclo actual que se está observando en el momento.

3.3 Complementos

A pesar de que el objetivo de adquirir los datos y mostrarlos de una forma eficaz se había completado, debido a diferentes cuestiones que se fueron presentando sobre la marcha se tuvieron que implementar partes adicionales al algoritmo. Estos complementos se pueden resumir en 8:

- Trabajo sobre la pierna visible.
- Detección de la persona principal a la que se le realiza el análisis.
- Visualización de la correcta detección y manejo de los datos.
- Detectar los muestreos en donde no hubo una detección de las articulaciones.
- Aplicar un suavizado a la señal para disminuir el ruido.
- Corte de ciclos al inicio y al final.
- Problemas con la acutancia al momento del experimento.
- Análisis estadístico.

Trabajo sobre la pierna visible (izquierda o derecha)

Debido a que el experimento requiere que se realice la grabación de forma sagital, una pierna se queda visible todo el tiempo y la otra queda oclusa al momento del cruce de piernas. Debido a esto, se implementó en el algoritmo la posibilidad de seleccionar fácilmente la pierna que es la visible.

Detección de la persona principal a la que se le realiza el análisis

Existen dos problemas principales en cuanto a la detección de otros esqueletos al momento de tomar el video. Pueden existir detección de falsos positivos, así como la detección de personas reales no deseables.

Se buscó información referente a falsos positivos detectados en escena, como se puede observar en la Figura 3.14. En cada detección de las articulaciones, se ofrece un valor de confiabilidad. Este valor representa la certeza que tiene OpenPose de que esa articulación existe ahí. Una vez que se ha evaluado una imagen, OpenPose ordena las coordenadas de las personas encontradas, incluyendo los falsos positivos, de acuerdo con la ponderación global de la confiabilidad de un esqueleto completo. Esto quiere decir que los esqueletos más completos y con mayor certeza en los valores de confiabilidad, serán la primera información entregada por OpenPose. Esta información es una ayuda para descartar los falsos positivos en nuestro código.

Sin embargo, en la detección de personas reales, la ponderación de confiabilidad de detección de esqueleto no ofrece una diferencia remarcada entre la persona del experimento y las personas que entraron en escena de forma no deseada. En la Figura 3.15 se puede observar un caso en donde había más personas no deseadas en la detección.

Para lidiar con esta situación, se implementaron 3 complementos al algoritmo, los cuales son:

- **Detección del fémur más grande.** La forma en la que está planteada la realización del experimento implica que la persona a la que se le va a hacer el análisis sea la persona a la que esté enfocada la cámara. Debido a esto, es correcto realizar la suposición que, de todas las personas que aparezcan, la persona principal tendrá los segmentos de mayor tamaño.



Figura 3. 14. Falso positivo en el fondo, detectado sobre unas sillas apiladas. Se detecta un torso y una pierna en este fotograma.



Figura 3. 15. Fotograma de uno de los experimentos en donde se detectaron personas que no se contemplaban originalmente.

- **Omisión de detecciones de esqueletos incompletos.** Pueden ocurrir casos en los que una detección no deseada sea un esqueleto incompleto, detectando solo la cadera o solo la rodilla. Cuando esto sucede, podría ser que la detección de una de estas articulaciones y la nula detección (con valor de cero) de la otra articulación implique que genere un fémur ficticio más grande que el de la persona a la que se le está realizando el análisis. Debido a esto, se implementó algoritmo adicional opcional para detectar y evitar esta selección errónea de esqueletos falsos. En la Figura 3.16 se puede observar una situación en la cual una persona en una televisión genera un fémur más grande que el de la persona a la que se le está realizando el análisis. Además, en esa misma figura se observan las gráficas finales, sin aplicar y aplicando esta corrección.
- **Continuidad en la detección del esqueleto.** Con la finalidad de evitar usar falsos positivos debido a casos no contemplados e impredecibles, se implementó este algoritmo adicional opcional. Este algoritmo se basa en realizar un rastreo de un esqueleto base, dando una cierta tolerancia para su desplazamiento, tomando como base la idea de que el video realizado para el experimento no tendrá cortes y habrá una relación en el espacio tiempo del individuo a analizar.

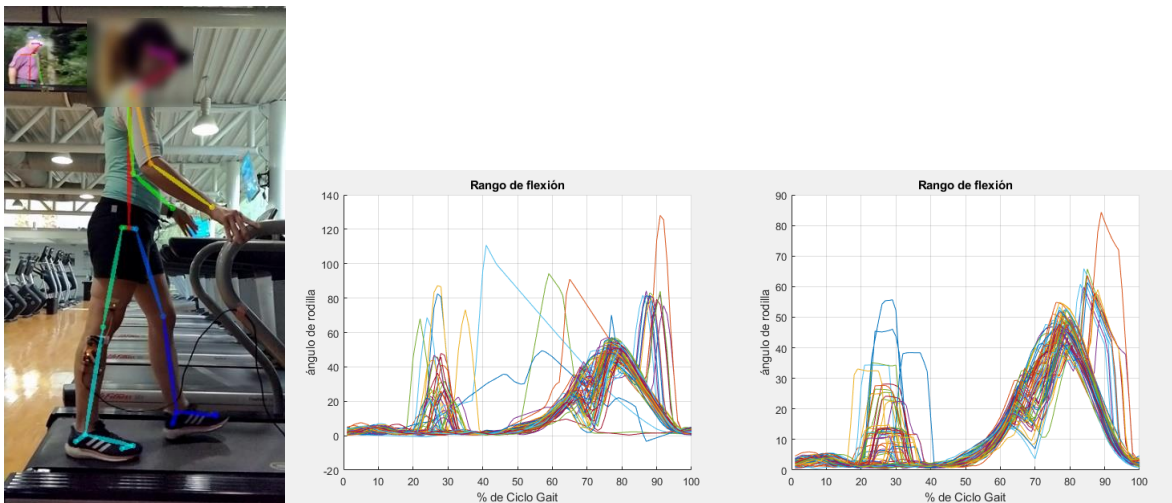


Figura 3. 16. Ejemplo del algoritmo de corrección para evitar el uso de esqueletos que no son correctos.

Visualización de la correcta detección y manejo de los datos

Una vez que se había iniciado la parte de los experimentos, se encontró un error en el despliegue de los datos en la superposición de cada uno de los ciclos, en donde se había omitido el detalle de que el punto final de contacto de un ciclo es el mismo dato que se debe usar como punto inicial del siguiente ciclo, como se muestra en la Figura 3.17. Esto implica que se rompe la continuidad que se tenía con los datos y debe tener cuidado en el manejo de estos, modificando el algoritmo para su despliegue correcto.

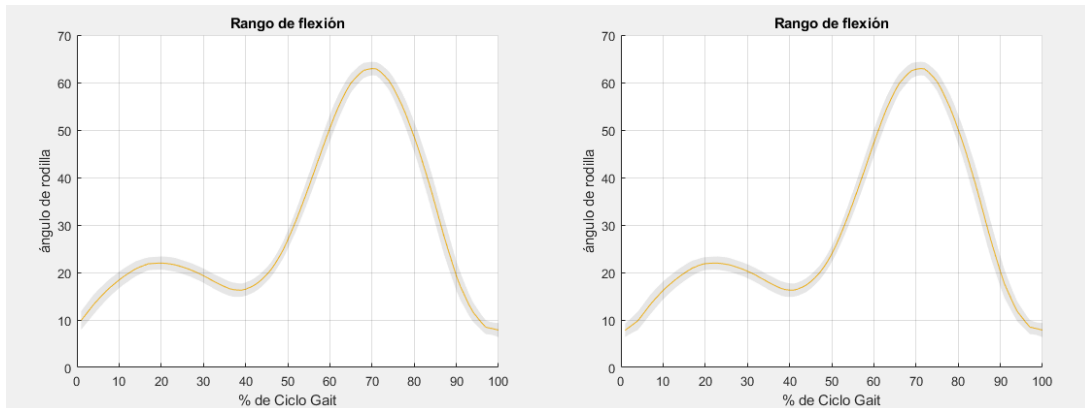


Figura 3. 17. Se puede observar en las dos gráficas la corrección en donde, en la gráfica de la derecha sí se repite el dato en el 100 en el 0, a diferencia de la gráfica de la izquierda.

Detectar los muestreos en donde no hubo una detección de las articulaciones

Además de la situación planteada en donde podía haber más de una detección del esqueleto, también pueden ocurrir las siguientes dos situaciones:

- **No hay detección de personas.** Cuando pasa esta situación, la fórmula para sacar el ángulo genera un indeterminado, por lo cual se debe considerar y evitar.
- **Existe una detección incompleta de la persona.** Cuando alguna de las articulaciones necesarias para sacar el ángulo no es detectada pero las demás sí, es necesario tener cuidado debido a que esto genera un ángulo erróneo.

Estas situaciones presentan datos faltantes en la continuidad del análisis del video. Con la finalidad de subsanar estos huecos en los datos, se buscó la manera de aproximar un resultado según la información obtenida por los vecinos. En algunos trabajos, se encontró el uso de curvas de Bézier (Sederberg & Farouki, 1992), sin embargo, en este algoritmo se implementó solo la aplicación de un promedio entre los datos vecinos. Esta decisión fue tomada debido a que no es tan común que no haya detección del esqueleto, por lo que es casi seguro que, donde hay un dato faltante, existen datos colindantes.

Como un algoritmo opcional, se puede activar la repetición del valor anterior en el valor no detectado. Esta idea está basada en que no hay mucho movimiento de un fotograma a otro. Sin embargo, no es lo ideal.

En la Figura 3.18 se puede observar los datos en crudo obtenidos (con algunas faltas de datos) de un experimento y en la Figura 3.19 se pueden observar estos mismos datos, pero en su versión completada mediante el algoritmo. En la Figura 3.20 se muestra las gráficas en donde hubo una detección de esqueleto incompleto, realizando la corrección correspondiente.

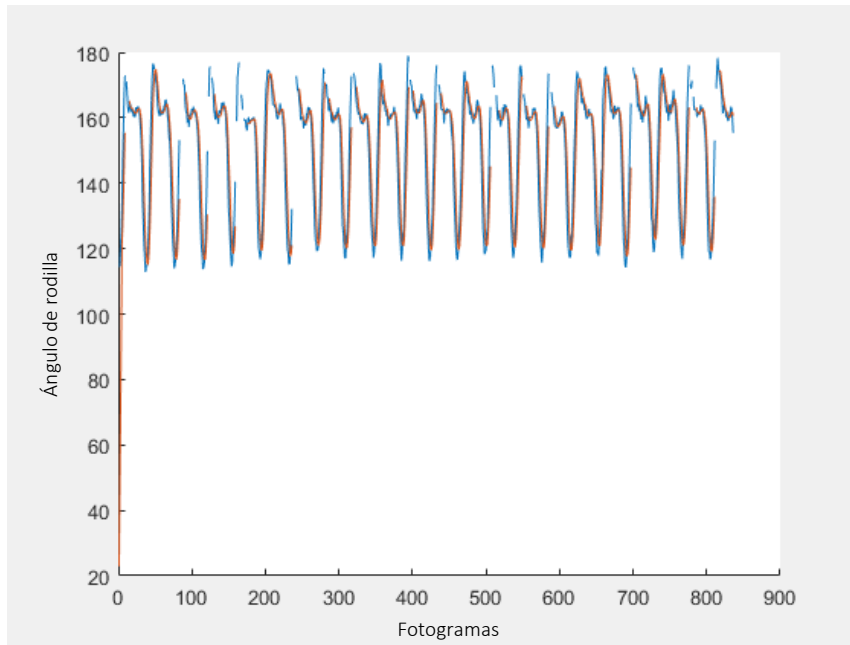


Figura 3. 18. Datos provenientes de un video con 20 ciclos de marcha completos. Datos en bruto. Ángulo generado con referencia siendo 180° cuando la pierna está totalmente estirada.

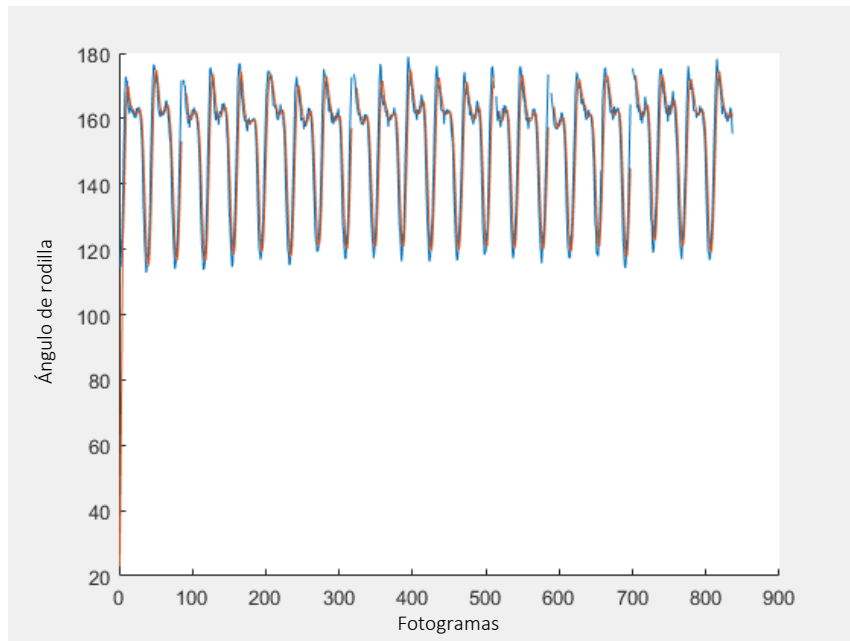


Figura 3. 19. Datos provenientes de un video con 20 ciclos de marcha completos. Datos completados por el algoritmo. Ángulo generado con referencia siendo 180° cuando la pierna está totalmente estirada.

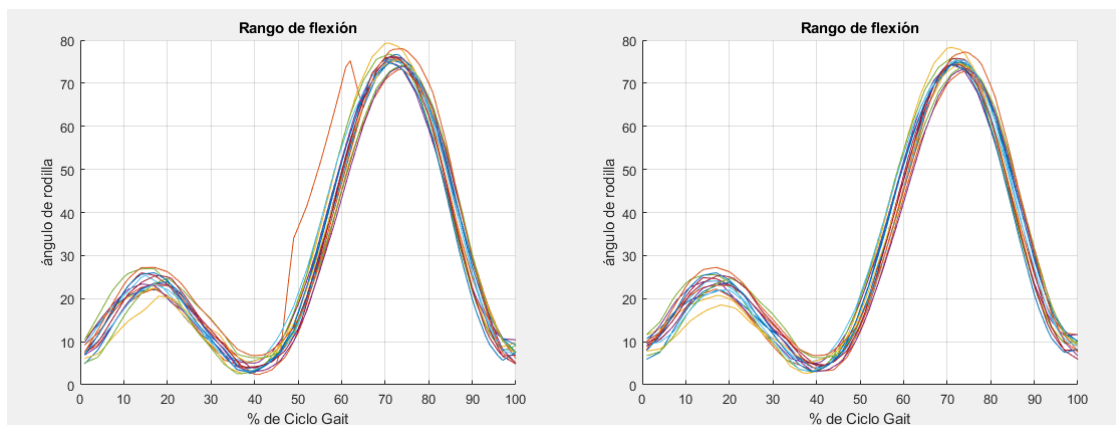


Figura 3. 20. En la gráfica de la izquierda se puede observar que hay una detección incorrecta. En la gráfica de la derecha se encuentra corregido.

Aplicar un suavizado a la señal para disminuir el ruido

Los datos provenientes del framework OpenPose presentan un ruido que es debido a que se realiza una detección fotograma a fotograma del video, y no un rastreo de las articulaciones. Por lo cual, aparte de obtener el ángulo de rodilla mediante los segmentos obtenidos por las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, es necesario realizar un tratamiento con estos datos.

Se había aplicado un filtro pasa bajas lineal. Sin embargo, presentaba un retraso a la señal el cual no era deseable. Debido a lo anterior, se implementó un filtró de media móvil central. En la Figura 3.19 se puede apreciar la señal original, la cual se muestra de color azul y se puede observar la señal filtrada la cual se muestra de color rojo.

Corte de ciclos al inicio y al final

Como previamente se había mencionado, el algoritmo de la detección de ciclos elimina el primer y el último ciclo si estos están incompletos. Sin embargo, en las pruebas de pasillo se observaron dos detalles no contemplados al momento del experimento. El primero de estos implica que, normalmente, la grabación inicia con la persona totalmente parada y empieza su caminar desde cero. Esto genera un par de ciclos no óptimos para el análisis en lo que alcanza su caminar normal. El segundo detalle es que, al finalizar, algunos videos capturaban a la persona deteniéndose lentamente hasta pararse por completo o dando la vuelta para iniciar otro experimento.

Debido a lo anterior, se decidió implementar un código capaz de ofrecer las gráficas de análisis del video para poder eliminar los ciclos del principio o del fin mientras se ejecuta el código. En la Figura 3.21 se puede observar la gráfica de los ciclos originales de un experimento en pasillo y, después de eliminar 3 ciclos iniciales que solo muestran el inicio del caminado.

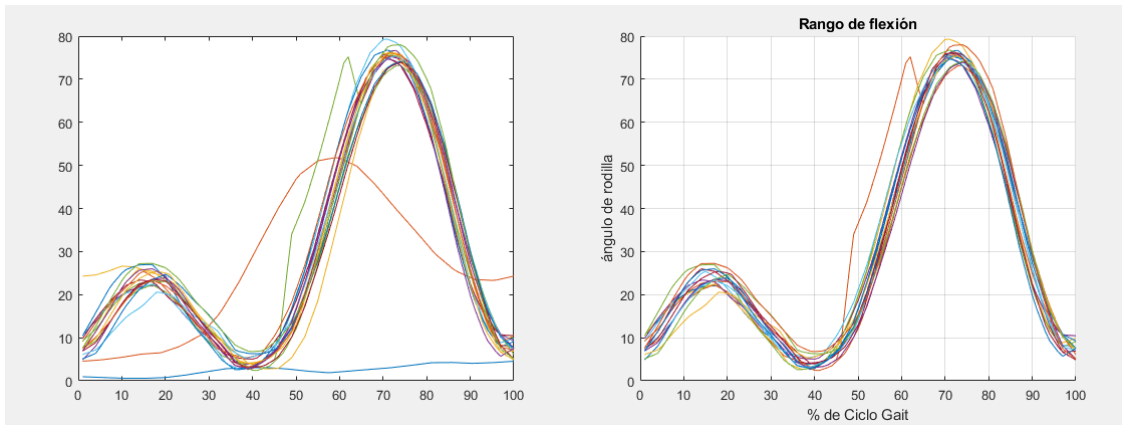


Figura 3. 21. Ciclos de la marcha en experimento de pasillo, antes y después de la eliminación de ciclos de inicio de caminado.

Problemas con la acutancia al momento del experimento

Se encontró que la acutancia es un factor importante al momento de la experimentación. La acutancia de una imagen es el grado de contraste que se observa en el límite entre detalles que difieren por su luminancia o densidad óptica. En la Figura 3.22 se puede observar un ejemplo de acutancia en una imagen.



Figura 3. 22. Las 4 líneas grises tienen el mismo color, sin embargo, las dos líneas de la izquierda tienen una mejor acutancia, resaltada mediante contornos.

En la Figura 3.23 se puede observar este problema de acutancia en un experimento real. El uso de ropa oscura evita que las sombras ayuden a distinguir claramente los contornos, por lo cual perjudican la acutancia.



Figura 3. 23. La falta de acutancia perjudica la identificación entre cual pierna es cual.

El principal problema de la falta de acutancia en un experimento genera que exista una mala identificación en las piernas, equivocando la pierna izquierda por la derecha al momento de que estas se cruzan. En el experimento de la Figura 3.24, la ropa oscura en el punto de detección de cadera genera la confusión entre piernas cuando estas se cruzan.

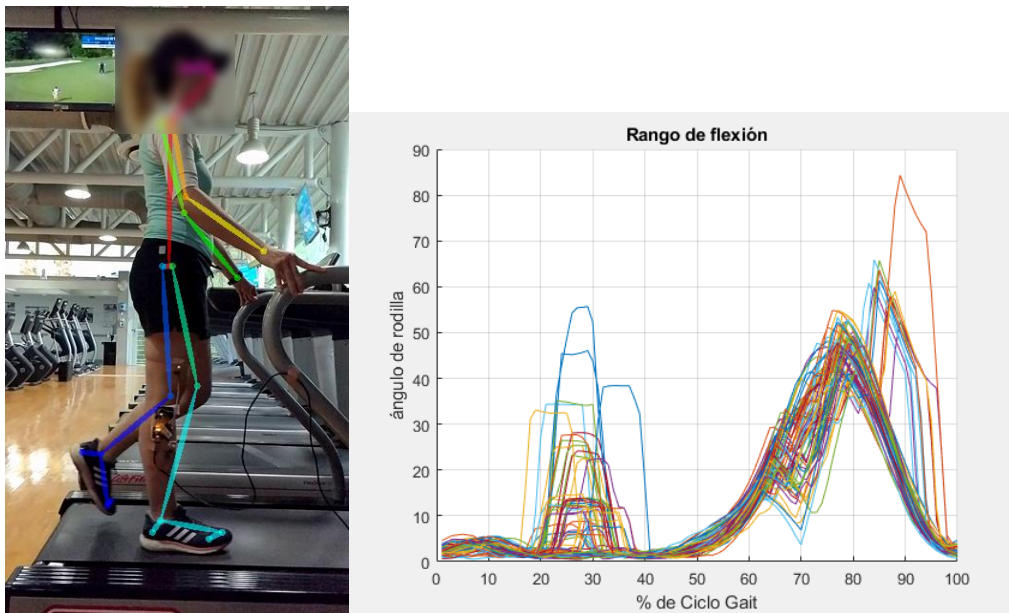


Figura 3. 24. Experimento a baja velocidad en el cual es correcto que el ángulo de rodilla se mantenga cerca de 0° desde 0 hasta 40. El problema de identificación genera error cerca del 25 y del 70% donde ocurre el cruce de piernas.

Cuando ocurre el cruce de piernas, pueden ocurrir dos casos:

- la detección de articulaciones invierte las piernas,
- la detección de articulaciones falla en la cadera, pero acierta en el tobillo, mezclando las piernas (como en la Figura 3.24).

Con la finalidad de dar robustez al algoritmo, se implementó un algoritmo opcional el cual adquiere la información del ángulo de rodilla tanto de la pierna visible, como de la pierna oclusa (Figura 3.25).

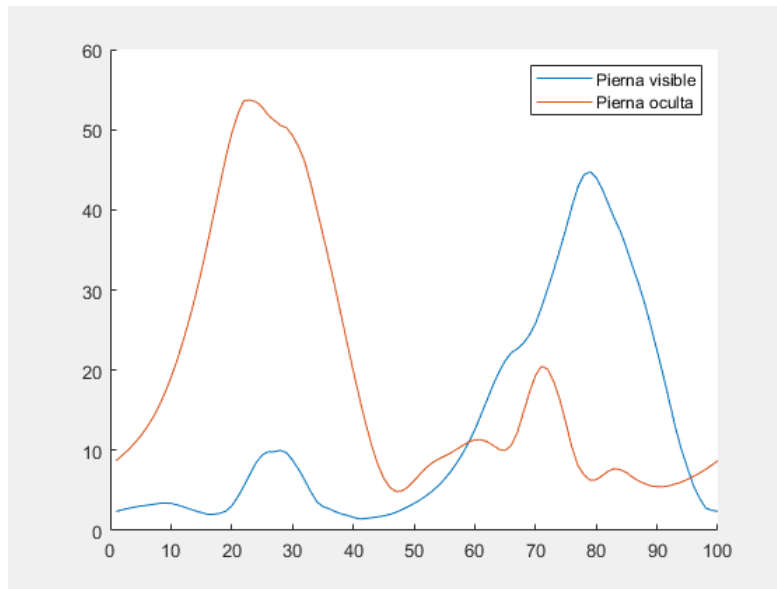


Figura 3. 25. Líneas promedio de los rangos de flexión de las rodillas en experimento con baja acutancia.

Este algoritmo se basa en realizar un rastreo de la información de ambas piernas a partir de las zonas confiables (antes del cruce de piernas). Se tienen dos funciones principales:

- **Rastreo directo para usar la información más cercana al punto anterior.** Basándonos en la idea de un intercambio de piernas, podemos encontrar que el punto futuro debe de ser cuantitativamente cercano al punto anterior, tomando la ventaja de que las piernas, al momento del cruce, presentan información distinta entre ellas.
- **Identificación de la tendencia mediante la pendiente anterior.** Cerca del 60% del ciclo de la marcha se presenta un cruce de datos entre las dos piernas. Esto provoca que necesitamos un historial de la pendiente de la función correcta para permitir una continuidad en el rastreo de la información correcta.

Sin embargo, a pesar de las medidas tomadas anteriormente, este algoritmo opcional aún no muestra suficiente robustez como para decir que la baja acutancia no importa al momento del experimento. En la Figura 3.26 se puede observar el resultado final activando este algoritmo.

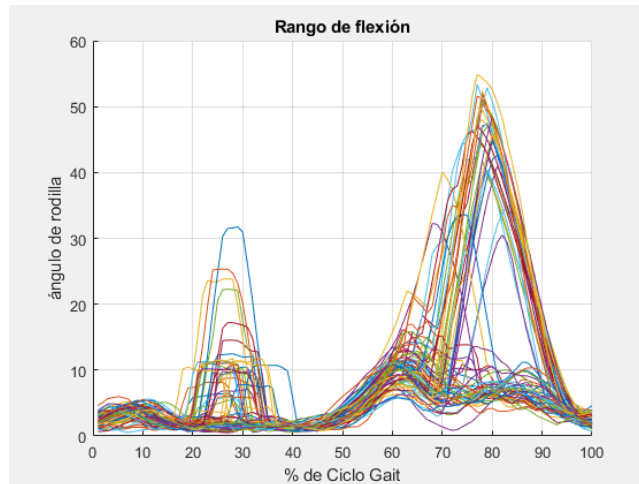


Figura 3. 26. La activación del algoritmo refleja algunas mejoras, aunque un mal rastreo provoca una tendencia distinta en la función a la que se debería.

Además, con los experimentos se descubrió que la baja acutancia afecta dependiendo de las zonas que son afectadas visualmente en la detección. Anteriormente se mostró que una baja acutancia en la zona de la cadera provoca la confusión e intercambio de piernas. En la Figura 3.27 se puede observar que la baja acutancia a la altura de la rodilla no provoca falsas detecciones, como a la altura de la cadera. Sin embargo, sí provoca un aumento de dispersión en las funciones al momento del cruce de piernas (se puede comparar contra su versión de alta acutancia en el Anexo C).

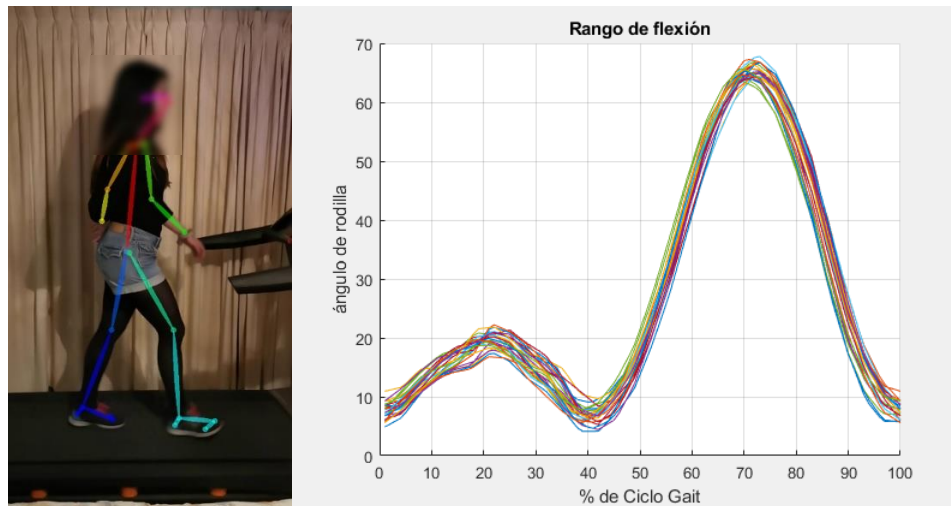


Figura 3. 27. Reducción de acutancia en la rodilla y tobillo que afecta en la dispersión de las funciones al momento del cruce de piernas (alrededor del 20%).

Los problemas, y sus resoluciones (con sus algoritmos correspondientes) expuestos anteriormente, muestran que el sistema desarrollado tiene mucho potencial para ser mejorado. Aunque, como ocurrió durante el desarrollo del trabajo presente, muchas condiciones no contempladas se encuentran hasta el momento de trabajar con el sistema.

Capítulo 4. Validación experimental y evaluación del sistema desarrollado

Con la finalidad de ofrecer confiabilidad, todo sistema de medición debe someterse a una caracterización de sus cualidades en cuanto a exactitud y precisión. Para definir si un sistema es apto para la aplicación deseada, se debe conocer el desfase que pueda tener un sistema de medición, así como sus rangos de error.

En la sección 4.1 se muestran los resultados cualitativos para los que el sistema fue planteado inicialmente. Se muestran en tres categorías diferentes:

1. Una muestra de una reconstrucción de una persona en perspectiva tridimensional.
2. Los datos obtenidos mediante experimentos realizados con el sistema desarrollado, contra lo que la literatura ofrece como base para la identificación de una marcha funcional,
3. Los datos obtenidos para una marcha anormal.

En la sección 4.2 se muestran los resultados cuantitativos los cuales se muestran en 4 categorías:

1. Se realizaron experimentos en caminadora con la finalidad de realizar un análisis *R&R* (Repetibilidad y Reproducibilidad) . Este análisis es necesario para identificar si el sistema tiene repetibilidad y reproducibilidad.
2. Se realizó una comparativa contra un sistema comercial. Esto se hace para identificar la exactitud y la precisión del sistema al tener una comparativa contra lo que podemos tomar como 'ideal'. Con estos datos se caracteriza el sistema.
3. Se muestra el funcionamiento del sistema frente a pruebas de pasillo. Estas pruebas se consideran por separado debido a que rompen la condición de mantener la cámara fija o semifija, añadiendo más ruido al experimento.
4. Se pone el sistema a prueba frente a las condiciones adversas al momento de la realización del experimento. Realizar estos experimentos ayuda a identificar el tipo de fallas que muestra el sistema frente a estas situaciones no deseables.

4.1 Resultados cualitativos

El objetivo original del trabajo plantea el alcance de lograr un sistema capaz de ofrecer resultados cualitativos. La finalidad es que estos puedan resultar en una ayuda para un experto en un análisis de rodilla o en alguna aplicación que no implique muy alta exactitud.

Debido a lo anterior, se trabajó en demostrar que el sistema funcione como una herramienta simple de captura de movimiento y que, enfocándola en el ángulo de rodilla, ofrezca resultados aptos para ser analizados por un experto en el área de patologías en la marcha humana.

4.1.1 Captura simple de movimiento

Uno de los experimentos iniciales demuestra el funcionamiento general de la correcta detección de articulaciones y la reproducción de resultados por parte del sistema. Para realizar la reproducción, se utilizó el sistema desarrollado por (C. H. Chen & Ramanan, 2017), el cual realiza una predicción de una proyección 3D basada en las articulaciones reconocidas previamente en una sola imagen 2D RGB. Se realizó una interfaz para enlazar los datos de OpenPose (Cao et al., 2017) con los del sistema de predicción 3D, logrando una reproducción cualitativa visual de lo analizado por el sistema. Un ejemplo de esta implementación se puede observar en la Figura 4.1.

Además, el sistema probó ser útil ante algunas condiciones adversas al momento del experimento. En la Figura 4.2 se puede observar el análisis y la reconstrucción de una persona que se encuentra en una situación con luz ambiente desfavorable. Además, se encuentra en una posición no común y desfavorable en cuestión de oclusión.

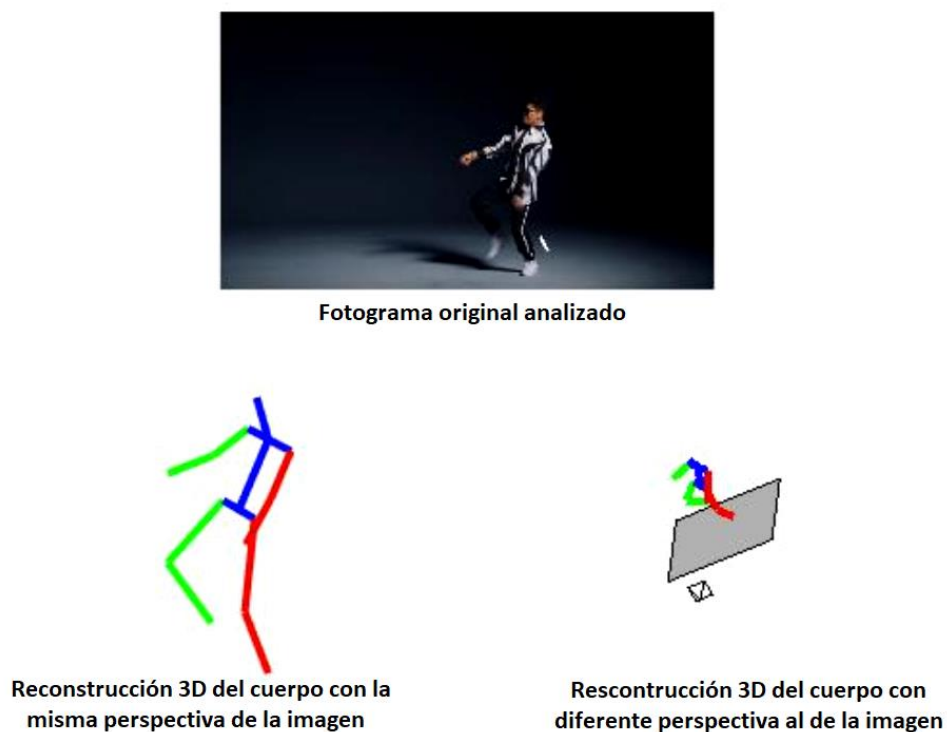
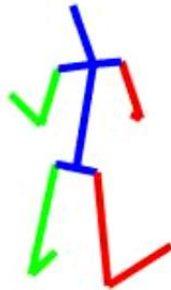


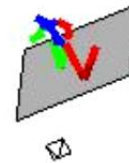
Figura 4. 1. Reconocimiento y reconstrucción hecho con el sistema. Condiciones favorables en el experimento: Partes del cuerpo visibles, luz incidente en la persona.



Fotograma original analizado



Reconstrucción 3D del cuerpo con la misma perspectiva de la imagen



Reconstrucción 3D del cuerpo con diferente perspectiva al de la imagen

Figura 4. 2. Reconocimiento y reconstrucción hecho con el sistema. Condiciones desfavorables en el experimento: Partes del cuerpo oclusas, persona a contraluz.

Las Figuras 4.1 y 4.2 pertenecen a un video generado con el sistema (<https://www.youtube.com/watch?v=1-9ZhZr7LMk&feature=youtu.be>). Este video (Ochoa, González, & Maya, 2019) representa un manejo correcto de los datos y muestra las capacidades del sistema para distintas aplicaciones para trabajo a futuro.

4.1.2 Pruebas y resultados de paciente sano

La parte principal del proyecto es lograr un sistema capaz de mostrar resultados cualitativos del ángulo de rodilla que ayuden a un experto en el análisis subjetivo de la marcha de una persona. Estas pruebas se realizaron inicialmente con sujetos sanos. Estos resultados de las mediciones del ángulo de rodilla se compararon visualmente contra curvas reportadas en literatura (Jacqueline & Jon R, 1992), específicamente contra la gráfica de la Figura 1.14 presentada anteriormente.

Se hicieron en total pruebas con 8 diferentes sujetos sanos de alrededor de los 27 años, usando diferentes condiciones al momento del experimento. Estas variaciones en las condiciones del experimento son:

- variación en los colores de la ropa,
- variación en la iluminación de la escena (incidente en la persona),
- variación en el lugar del experimento,

- variación entre el estilo de vestimenta (pantalón pegado u holgado, pantalón o short),
- variación en el tiempo que lleva la persona sobre la caminadora.

Los resultados obtenidos para los 8 sujetos se reproducen en el Anexo C. Estos resultados ofrecidos por el sistema se deben comparar contra el estándar que ofrece la literatura, como se puede ver en la Figura 4.3. A partir de estos datos, un experto puede dar una valoración de la funcionalidad de la marcha del paciente. Los experimentos realizados a sujetos sanos coinciden cualitativamente con su gráfica correspondiente de literatura.

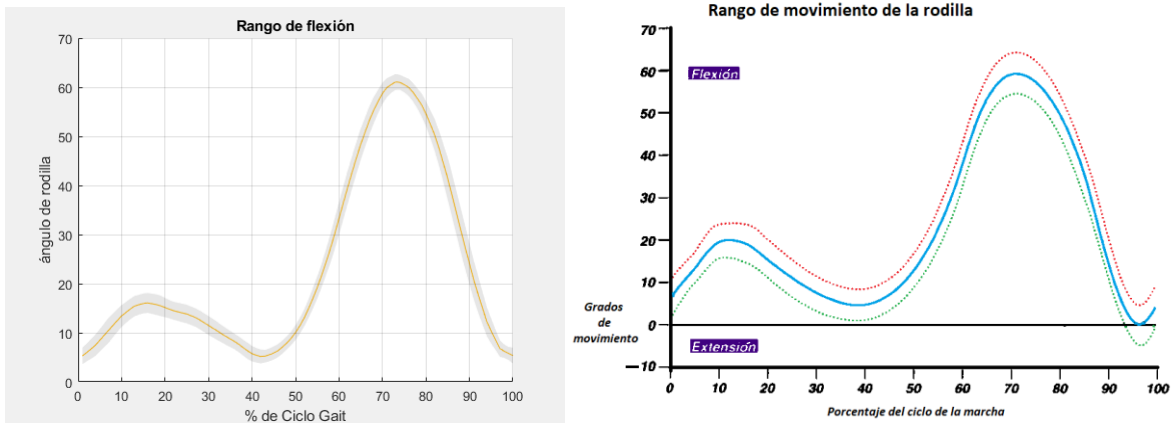


Figura 4. 3. Rango de flexión de la rodilla. La gráfica de la izquierda muestra el rango de flexión de rodilla de un paciente sano medido por el sistema desarrollado. La gráfica de la derecha muestra el rango de flexión de rodilla de un paciente sano reportado en la literatura (Jacqueline & Jon R, 1992).

4.1.3 Pruebas y resultados de paciente patológico

Existen diversas patologías que afectan la función normal de la marcha humana, de las cuales se habló en la sección 1. Estas patologías muestran cambios en el rango de flexión de las articulaciones, desde cambios muy evidentes, hasta cambios sutiles los cuales solo son identificables por un experto.

Se encontraron algunos experimentos de análisis de la marcha con resultados públicos de personas con algún tipo de patología (Kirtley, 2019). Sin embargo, aunque estos experimentos describen la patología presentada y brindan sus resultados de análisis, solo otorgan un video muy corto del momento del experimento. Debido a esto, no se pudo probar el sistema con algunos de los sujetos expuestos en esta recopilación.

En la Figura 4.4 se muestra un ejemplo de una persona que presenta una patología, tomado de la video-prueba que se ofrecía. En esta figura, se muestra el análisis realizado con el sistema desarrollado. Sin embargo, el video grabado al momento de que realizaron el experimento no mantiene una perspectiva sagital constante. Además, el video solo graba dos ciclos de caminado, lo cual es muy poco para generar una media del caminado del sujeto.

En el Anexo D se pueden observar los resultados de los casos encontrados.

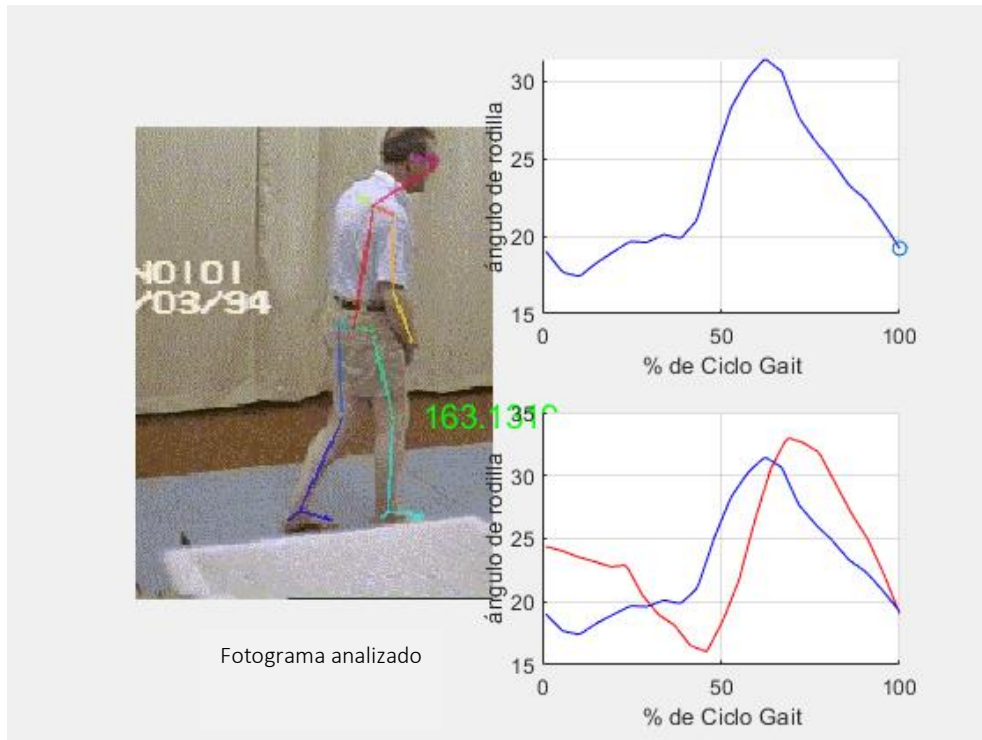


Figura 4. 4. Análisis de un paciente masculino de 65 años con hemiplejía de lado derecho. A la izquierda se observa el fotograma analizado en el momento. A la derecha arriba se observa la gráfica actual correspondiente al análisis de pierna derecha. A la derecha abajo se presenta el total de curvas obtenidas en el video.

Según el análisis realizado, a pesar de que presenta una curva con forma similar a lo que debería ser el caminado de un paciente sano, los rangos de flexión son mucho menores a lo que se considera normal. Esta disminución del rango de flexión se puede asociar a la rigidez que presenta un paciente con hemiplejía. Sin embargo, la perspectiva que no es sagital y la falta de pruebas hace que los resultados obtenidos por el sistema se desvíen de lo real y no cuadren con los resultados que brinda el análisis original de este paciente, el cual se muestra en la Figura 4.5.

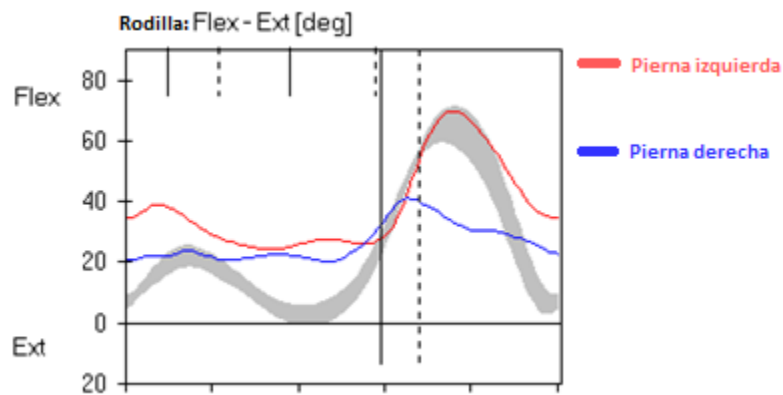


Figura 4. 5. Análisis del paciente de su flexión de rodilla. Línea azul = pierna derecha; línea roja = pierna izquierda.

Por otro lado, entre los diversos experimentos que se realizaron con pacientes sanos (Anexo C) nos encontramos con un sujeto con el cual podíamos observar que en la fase media de apoyo mantenía la pierna casi totalmente extendida, cuando, lo común, es que se haga un poco de flexión (Figura 4.6).



Figura 4. 6. Fotograma del experimento realizado.

A pesar de que no se ha consultado con un experto para decir que esta situación implica una anomalía en la función de la marcha que pueda ser catalogada como una patología, sí se observa como una diferencia marcada frente a los otros experimentos. Además, esta situación se muestra claramente en las gráficas de análisis ofrecidas por el sistema desarrollado (Figura 4.7) demostrando la confiabilidad del sistema en cuanto a resultados cualitativos.

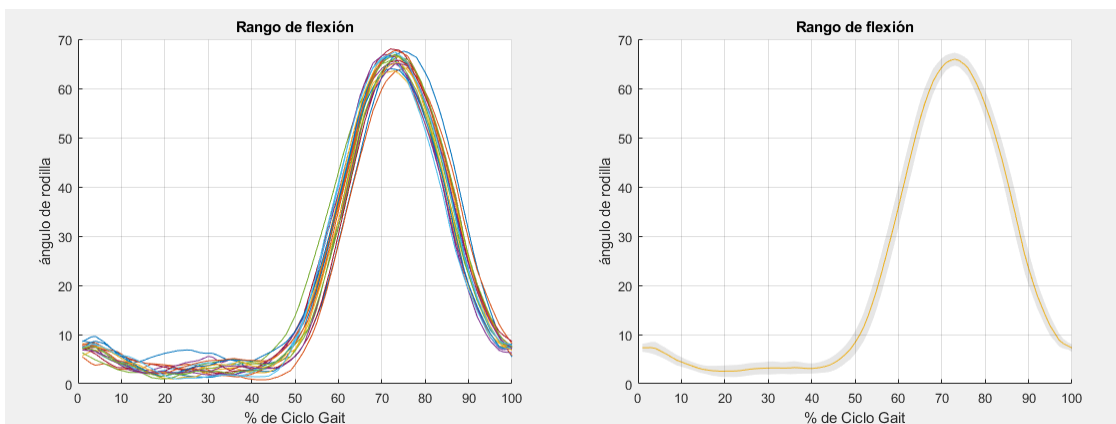


Figura 4. 7. Resultados del experimento con resultados que se alejan de la función normal de la marcha humana.

4.2 Resultados cuantitativos

Como se mencionó anteriormente, el sistema desarrollado se puso a prueba frente a análisis estadísticos con la finalidad de ofrecer características como su repetibilidad, reproducibilidad, desviación estándar que presenta y offset frente a un sistema 'ideal'. Todo esto lograría que el sistema muestre resultados cuantitativos que ayuden en la definición de aplicaciones que se le puedan dar al sistema desarrollado.

Sin embargo, aunque se ofrecen datos concretos sobre las características del sistema, se debe tener cuidado al momento de realizar evaluaciones de ámbito médico. Es muy recomendado que cada laboratorio de análisis de movimiento determine sus errores de medición para sujetos con y sin patologías de la marcha y generar sus propias bases de datos para mejorar la calidad de la colección de datos y la interpretación de estos (Yavuzer, Öken, Elhan, & Stam, 2008). Es cierto que existen datos generales de lo que se identifica como un sujeto sano, como se expuso en la sección 1, sin embargo, las diferencias antropométricas que existen alrededor del planeta implican que sea difícil hacer una generalización para todo el mundo.

Por lo cual, si se quiere trabajar de forma cuantitativa, es necesario conocer la exactitud y la precisión del sistema desarrollado. El término general *exactitud* se utiliza para describir la cercanía de una medición al verdadero valor (ISO, 1994). La *precisión* es la cercanía de agrupación entre un grupo de resultados. En la Figura 4.8 se puede observar un ejemplo de la combinación de los términos anteriores.

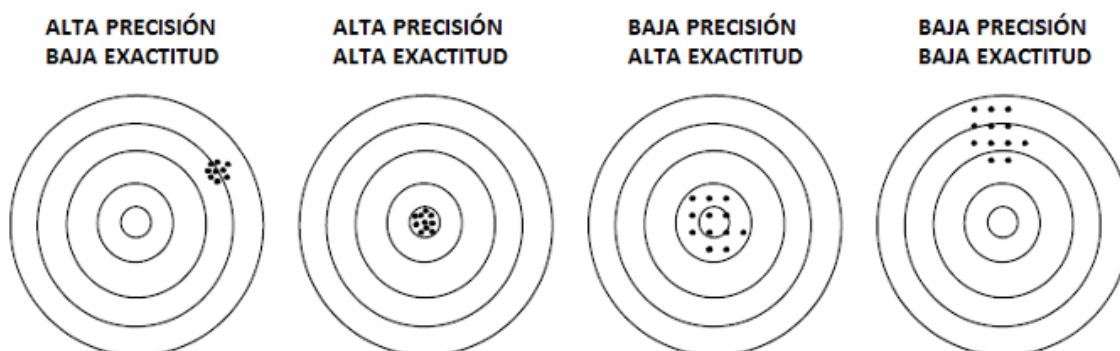


Figura 4. 8. Combinación de los términos de precisión y exactitud. Imagen adaptada de (Luis, 2015).

Con la finalidad de conocer la exactitud y la precisión de un sistema, se debe conocer la medida real para determinar la primera cualidad. Para la precisión, podemos dividir esta cualidad en dos términos: repetibilidad y reproducibilidad.

Originalmente el sistema desarrollado se propuso para realizar experimentos sobre caminadora. Pero, con la finalidad de observar las características y comportamiento general del sistema, se hicieron pruebas de pasillo y pruebas en condiciones no favorables para el experimento. Las pruebas que se realizaron fueron las siguientes:

- pruebas para identificar la precisión (repetibilidad y reproducibilidad) en el sistema, en caminadora,
- pruebas contra un sistema comercial para identificar el error de nuestro sistema desarrollado,
- pruebas extra para identificar repetibilidad y reproducibilidad en pasillo,
- pruebas en condiciones adversas al momento de realizar el experimento.

4.2.1 Repetibilidad y reproducibilidad del sistema en caminadora

Este sistema desarrollado permite dejar libres muchos aspectos respecto a las condiciones para realizar el experimento, siendo uno de sus puntos fuertes por los cuales se usó como base para desarrollar este proyecto. Sin embargo, con la llegada de la fase de experimentación se descubrió que algunas variables modifican la precisión del sistema.

Con la finalidad de medir la repetibilidad y reproducibilidad del sistema, se establecieron las siguientes condiciones:

- **Repetibilidad:** Se graba un video continuo en donde se registre al menos 20 ciclos de la marcha. Con esto, se logrará registrar, en cada uno de los porcentajes individuales del ciclo, la repetibilidad del sistema.
- **Reproducibilidad:** Para identificar esta cualidad del sistema, se toman múltiples videos en donde se controlen las variables del experimento con la finalidad de evaluar las mejores condiciones que aseguren una correcta reproducibilidad.

Debido a lo descrito anteriormente, se realizó el experimento múltiples ocasiones con un mismo sujeto en caminadora, variando la intensidad de luz del entorno y el color de la ropa, afectando la acutancia para diferenciar mejor o peor los miembros inferiores del sujeto al momento de que se cruzan entre ellos. De esta manera, se puede identificar la repetibilidad en cada video por individual y la reproducibilidad entre los factores que aportan más precisión al momento de realizar el experimento. El fondo no es controlado, ya que no es de un color uniforme, ni tampoco hay una iluminación totalmente uniforme sobre el sujeto. En la Figura 4.9 se puede observar un ejemplo de uno de los experimentos realizados.

Para obtener la repetibilidad y reproducibilidad de un sistema y generar confiabilidad en el sistema, es necesario realizar un análisis estadístico. Por lo tanto, debemos apoyarnos en herramientas que aseguren la igualdad de valores medios en un mismo experimento y entre distintos experimentos. Un análisis de varianza (ANOVA) prueba la hipótesis de que las medias de dos o más poblaciones son iguales. Los ANOVA evalúan la importancia de uno o más factores al comparar las medias de la variable de respuesta en los diferentes niveles de los factores. La hipótesis nula establece que todas las medias de la población (medias de los niveles de los factores) son iguales mientras que la hipótesis alternativa establece que al menos una es diferente (Soporte de Minitab 18, 2019).



Figura 4. 9. Cuadro ejemplo del video del sujeto para las pruebas de repetibilidad y reproducibilidad.

Para ejecutar un ANOVA, debe tener una variable de respuesta continua y al menos un factor categórico con dos o más niveles. Los análisis ANOVA requieren datos de poblaciones que sigan una distribución aproximadamente normal con varianzas iguales entre los niveles de factores. Sin embargo, los procedimientos de ANOVA funcionan bastante bien incluso cuando se viola el supuesto de normalidad, a menos que una o más de las distribuciones sean muy asimétricas o si las varianzas son bastante diferentes (Soporte de Minitab 18, 2019).

Sin embargo, para nuestro caso, aunque aparentemente un simple estudio R&R (Repetibilidad y Reproducibilidad) de un factor sería suficiente para determinar la repetibilidad y reproducibilidad del sistema, esto no es así debido a que no existe linealidad entre los datos medidos a través del ciclo de la marcha.

Debido a lo anterior, se realizó un análisis de igualdad de varianza, lo cual, debido a la forma del experimento, debe ofrecer dispersiones similares en todas las mediciones, independientemente de su magnitud. Debido a que no se tiene garantía de que la distribución de los datos sea normal, el análisis de igualdad de varianza se realiza con base a la prueba de Levene, la cual permite cierta holgura y resultados más certeros frente a datos con distribuciones no normales. Un ejemplo de un análisis de este tipo se muestra en la Figura 4.10.

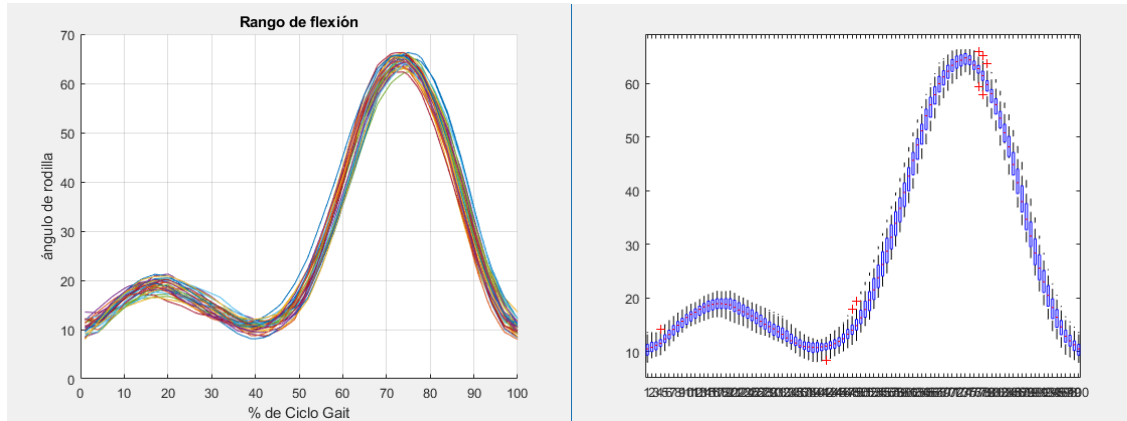


Figura 4. 10. Se muestran los ciclos de la marcha del sujeto de lado izquierdo y la gráfica de varianza de lado derecho. Las marcas rojas indican que se superó un nivel de varianza confiable.

En la Figura 4.10 se muestra un análisis de igualdad de varianzas con test de Levene realizado en uno de los experimentos, en donde hubo 9 casos donde la varianza supera un rango de confianza con un alfa del 0.05. Siendo 30 ciclos de 100 mediciones cada uno y mostrando desviación de la varianza por la parte superior e inferior, 9 casos son muy pocos y aceptables, mostrando una buena repetibilidad del sistema.

Después del análisis anterior, se usó un modelo *ANOVA mixto lineal sin interacciones*, con la finalidad de indicar la capacidad general del sistema desarrollado. Este modelo ignora el aporte de variación parte a parte, dejando solo el aporte de varianza por el estudio R&R, el aporte de varianza por la repetibilidad y por reproducibilidad.

El sistema desarrollado presenta las ventajas de permitir un ambiente poco controlado para realizar el análisis del ángulo de rodilla, como por ejemplo luz ambiente poco controlada o ropa del sujeto y fondo poco o nada controlado. Sin embargo, en el periodo de experimentación se descubrió que algunos factores generan ruido en la precisión de la detección.

En el Anexo E se muestran los experimentos realizados a los cuales se sometieron para el análisis estadístico. Se realizó un registro, como se muestra en la Tabla 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4, en donde se indican los índices registrados para cada prueba y la conclusión sobre el instrumento. La prueba estadística genera dos índices: número de categorías distintas (NDC) y el porcentaje total de variaciones del estudio R&R (PRR). Se indica con ‘capaz’ cuando el sistema presenta una congruencia entre los mismos datos, presentado una repetibilidad confiable. Se indica con ‘aceptable’ cuando el sistema presenta aportes de variación que superan el índice alfa de 0.05 de confiabilidad en algunas de las muestras medidas. Se indica con ‘no capaz’ cuando la herramienta tiene muchas muestras que no están dentro del nivel de confiabilidad.

| Caso Femenino 1 | Índice NDC capaz>5 2<aceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<aceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|-----------------------------|--|--|--------------------------------|
| Short Blanco 1 | 14 | 9.88 | Capaz |
| Short Blanco 2 | 15 | 9.52 | Capaz |
| Short Blanco 3 | 14 | 9.79 | Capaz |
| Short Blanco 4 | 14 | 9.73 | Capaz |
| Short oscuro | 13 | 10.42 | Aceptable |
| Pantalón claro | 11 | 12.73 | Aceptable |
| Pantalón claro contraluz | 14 | 9.91 | Capaz |
| Pantalón azul marino oscuro | 2 | 51.19 | NO capaz |
| Pantalón gris | 14 | 10.27 | Aceptable |

Tabla 4. 1. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en ropa y luz ambiente. Color de pantalón claro similar al fondo de la escena.

| Caso Femenino 2 | Índice NDC capaz>5 2<aceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<aceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|--------------------|--|--|--------------------------------|
| Pantalón oscuro 1 | 6 | 22.72 | Aceptable |
| Pantalón oscuro 2 | 7 | 20.46 | Aceptable |
| Pantalón oscuro 3 | 6 | 21.72 | Aceptable |
| Pantalón oscuro 4 | 6 | 22.45 | Aceptable |
| Short Blanco 1 | 11 | 12.22 | Aceptable |
| Short Blanco 1 | 11 | 12.65 | Aceptable |
| Short Blanco 1 | 12 | 12.06 | Aceptable |

Tabla 4. 2. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en velocidad y braceo.

| Caso Masculino 1 | Índice NDC capaz>5 2<aceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<aceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|---------------------|--|--|--------------------------------|
| Pantalón claro 1 | 8 | 17.27 | Aceptable |
| Pantalón claro 2 | 9 | 16.31 | Aceptable |
| Pantalón claro 3 | 9 | 15.98 | Aceptable |
| Pantalón oscuro | 12 | 11.59 | Aceptable |
| Pantalón holgado | 10 | 14.22 | Aceptable |
| Short holgado 1 | 6 | 21.82 | Aceptable |
| Short holgado 2 | 2 | 54.78 | NO capaz |
| Short holgado 3 | 7 | 20.42 | Aceptable |

Tabla 4. 3. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en ropa. Color de pantalón claro similar al fondo de la escena.

| Caso | Índice NDC capaz>5 2<aceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<aceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|--------------------------|--|--|--------------------------------|
| Masculino 2 | | | |
| Short 1 | 15 | 9.12 | Capaz |
| Short 2 | 16 | 9.02 | Capaz |
| Short 3 | 14 | 9.85 | Capaz |
| Pantalón oscuro holgado | 10 | 14.24 | Aceptable |
| Pantalón claro 1 | 14 | 10.31 | Aceptable |
| Pantalón claro 2 | 16 | 8.80 | Capaz |
| Pantalón oscuro ajustado | 13 | 10.96 | Aceptable |

Tabla 4. 4. Índices según las condiciones del experimento. Variaciones en ropa.

Se descubrió que el sistema presenta los mejores resultados en la prueba de igualdad de varianzas así como los mejores índices de ser un buen sistema con repetibilidad y reproducibilidad por el ANOVA sin interacciones cuando se usa ropa ajustada al cuerpo del sujeto y se favorece la acutancia entre el mismo sujeto y contra el ambiente. La acutancia debe ser cuidada tanto entre los mismos miembros de la persona, como entre los colores que lleve la persona y el fondo.

Para el análisis de reproducibilidad, se tomaron los 5 mejores resultados para el sujeto femenino 1 y los mejores 4 resultados para el sujeto masculino 2 (Anexo F). Para cada sujeto, se combinaron todos los datos de los diferentes experimentos y se sometió a análisis, resultando en lo que se muestra en la Tabla 4.5. Esta combinación de datos incluye la modificación de variables en el experimento, como la cantidad de tiempo que la persona ha estado previamente caminando, la ropa y la luz.

| Caso | Índice NDC capaz>5 2<aceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<aceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|--------------------|--|--|--------------------------------|
| Sujeto femenino 1 | 12 | 11.33 | Aceptable |
| Sujeto masculino 2 | 14 | 10.10 | Aceptable |

Tabla 4. 5. Tabla de análisis estadístico de reproducibilidad.

El aporte de variación por reproducibilidad hace que el índice PRR aumente y esto hace que, por consecuencia, y sistema pierda la cualidad de ser “capaz” y pase a ser “aceptable”. Pero, a pesar de la reducción de confiabilidad en el sistema, al analizar los índices, podemos ver que se mantienen muy cercanos al porcentaje aceptable como capaz. Esto nos lleva a deducir que, tomando en cuenta las variables involucradas en el proceso, el sistema sí tiene una buena reproducibilidad cuando se procuran las mejores condiciones para el experimento.

4.2.2 Comparativa contra un sistema comercial

Con la finalidad de obtener una referencia contra la cual comparar nuestro sistema, se buscó un sistema comercial con características similares. Por lo cual se usó el programa llamado *Dartfish* (Dartfish, 2019). *Dartfish* es un sistema de análisis 2D el cual puede trabajar con o sin marcadores. Sin embargo, para trabajar de la mejor manera y con la mejor precisión, se deben usar los marcadores.

Además, se ha elegido *Dartfish* debido a que Moataz Eltoukhy et al. (2012) realizaron comparativas de este sistema contra el sistema 3D Vicon (UK, 2019) (estándar de oro para captura de movimiento) durante movimientos sencillos en los cuales se hace comparable el análisis entre estos dos. Midiendo ángulo de rodilla y tobillo, llegaron a la conclusión de que, aunque en tobillo hay más problemas de medición, logran encontrar que la magnitud de las diferencias entre los marcadores de un sistema y otro están dentro de un rango de ± 5 mm.

Sabiendo lo anterior, es interesante realizar los análisis estadísticos correspondientes para identificar si el sistema que se está desarrollando pudiera ser estadísticamente equivalente al sistema comercial (hipótesis nula) o, por otro lado, no se logre una buena exactitud.

Para esta comparativa se realizó una prueba sobre caminadora, colocándole al sujeto marcadores visuales para el procesamiento de *Dartfish*. Estos marcadores no afectan al rendimiento del sistema desarrollado. El experimento se realizó en dos ocasiones en diferentes ubicaciones, con diferentes condiciones de ropa, iluminación y fondo, como se muestra en la Figura 4.11.



Figura 4. 11. Fotografías ejemplo de los experimentos realizados para la comparativa entre instrumentos.

Realizando estas pruebas se encontró otro factor que afecta al experimento y es que la longitud de la banda para poder caminar variaba entre los distintos modelos de caminadora usados. En la Figura 4.12 se puede observar en la caminadora de la izquierda que el sujeto está muy cerca del final de la banda. Esto influía en el caminado, alejándolo de la naturalidad.

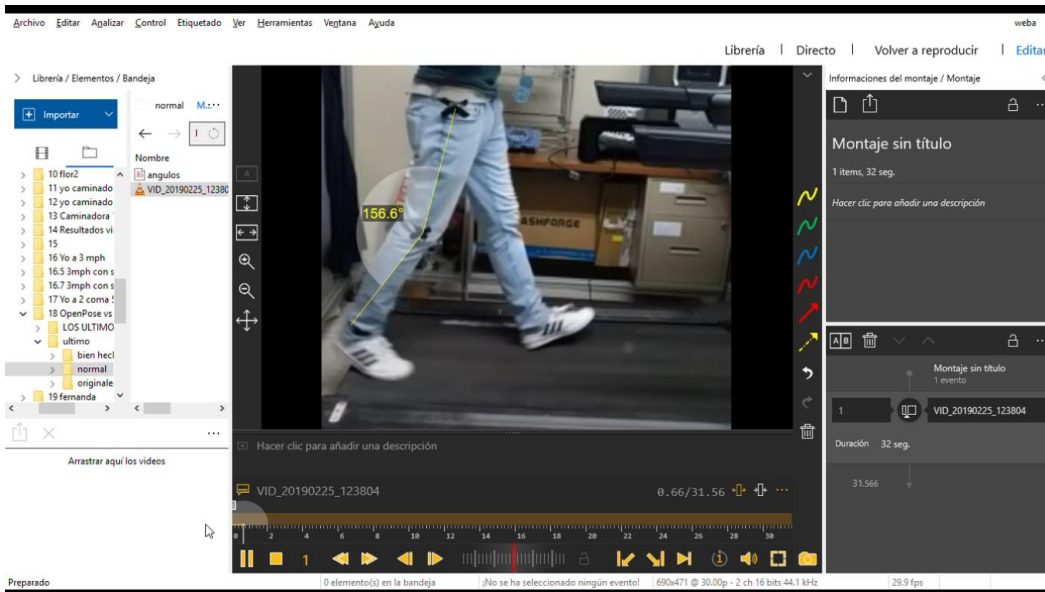


Figura 4. 12. Video analizado en Dartfish mediante marcadores.

Cuando se quiere realizar una comparación entre dos instrumentos de medición distintos, existen otras herramientas más específicas que el análisis ANOVA. Se espera que dos instrumentos que registran el mismo fenómeno, haciendo uso del mismo principio, resulten en una serie de medidas similares. Es conveniente comparar las magnitudes obtenidas en el rango de medición del instrumento. Un primer acercamiento puede hacerse al reportar la diferencia media y la desviación estándar obtenidas al comparar mediciones apareadas. Sin embargo, esta manera de comparación puede esconder diferencias significativas en algunas áreas del rango de trabajo del instrumento.

Bland y Altman (Bland & Altman, 2010; Griffiths & Murrells, 2010) propusieron el uso de una herramienta gráfica para determinar fácilmente si un instrumento de medición puede reemplazar a otro. Desde su introducción en 1986, la prueba de Bland & Altman se utiliza habitualmente, incluso para la evaluación de sistemas de captura de movimiento (Clark et al., 2010; Placidi et al., 2014).

Bland y Altman (Ludbrook, 2002; Martin Bland & Altman, 1986) recomiendan observar la curva obtenida al graficar la diferencia de cada una de las mediciones apareadas $y_i = I1_i - I2_i$ donde $(I1, I2)$ representan instrumentos distintos, contra la medida promedio $x_i = 0,5 * (m_i + n_i)$. De esta manera se observan tres casos:

- Ambos instrumentos son idénticos. Esto generará una línea recta, con pendiente nula, que interceptará el eje de las abscisas en $\bar{y} = 0$.
- Los instrumentos presentan una desviación constante. Esto generará una línea recta, con pendiente nula, que interceptará el eje de las abscisas en el valor medio de la desviación $\bar{y} \neq 0$.
- Los instrumentos obtienen valores distintos en función de la magnitud medida. Esto generará una curva con pendiente distinta de cero.

Realizando la prueba de Bland y Altman se genera la gráfica de la Figura 4.13, donde se muestran las diferencias registradas alrededor del valor promedio. Para asegurar que los instrumentos puedan ser intercambiables, se esperaría que ninguna de las diferencias medidas se encuentre a una distancia mayor de 1.96σ .

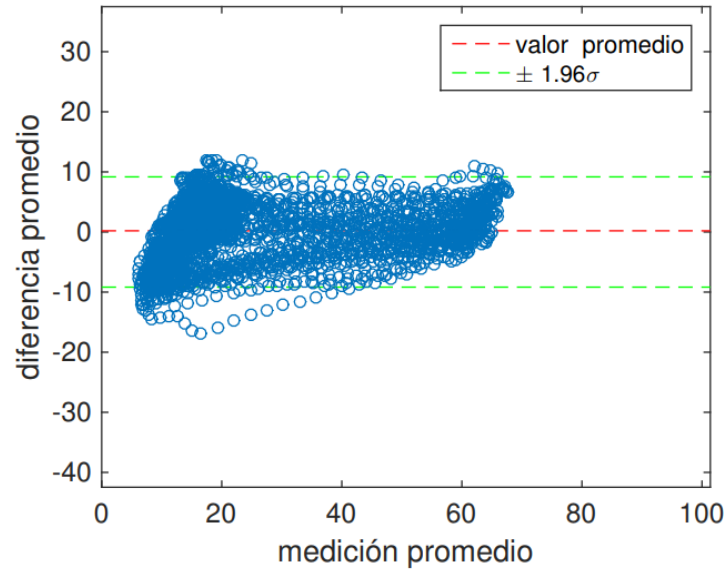


Figura 4. 13. Prueba de Bland-Altman. Muestra las diferencias entre los instrumentos en el rango de medición.

Se encontró un error promedio constante de $\bar{y} = 0,19^\circ$ y una desviación estándar del sistema de $\sigma = \pm 4,68^\circ$. Concluyendo, esta prueba nos presenta el caso 2 en donde existe una desviación constante de 0,19 grados de un instrumento con respecto al otro. Además, también se presenta el caso 3, en donde hay diferencias según la magnitud que se mida, lo cual se puede ver en la Figura 4.14.

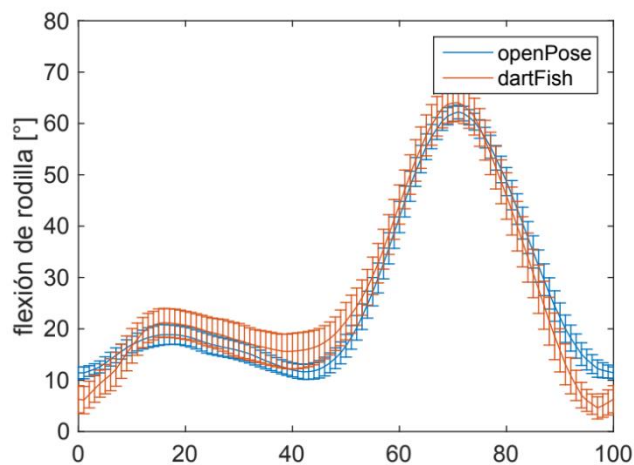


Figura 4. 14. Flexión de rodilla medida manualmente usando Dartfish y automáticamente mediante OpenPose. Curva normalizada al porcentaje de ciclo, obtenida luego de 31 ciclos de caminado.

En la gráfica de la Figura 4.14 se muestran las curvas correspondientes a Dartfish en naranja y el sistema desarrollado en azul. Se puede observar que hay una zona en concreto en donde las señales de cada instrumento varían más entre ellas, cerca del 100% del ciclo.

Este error en esa zona se genera debido a que el sistema desarrollado realiza la detección del punto de cadera al centro de esta, sin embargo, el punto real de cadera se mueve ligeramente del centro de la cadera hacia el frente en el final de la fase de oscilación del ciclo de la marcha. En la Figura 4.15 se puede observar este desfase entre los puntos localizados tanto por Dartfish como por el sistema desarrollado.



Figura 4. 15. Punto de detección de cadera de OpenPose desfasado del marcador que se usa para Dartfish.

Estrictamente hablando, los instrumentos no son estadísticamente equivalentes. Sin embargo, para un uso práctico, se puede usar el sistema desarrollado para realizar diagnóstico solo en la parte del ciclo que comprende el rango entre el 20 al 80%. Por otro lado, también se puede buscar la manera de realizar una corrección al punto de cadera que detecta OpenPose, con la finalidad de reducir el error producido y volver a realizar las pruebas estadísticas correspondientes para identificar una igualdad estadística.

4.2.3 Repetibilidad y reproducibilidad del sistema en pasillo

Inicialmente el proyecto se planteó para realizar los experimentos mientras el sujeto está en caminadora. Lo anterior se debe principalmente a que la grabación del video debe ser desde una perspectiva sagital y grabado desde un dispositivo móvil (por facilidad). Estas restricciones crean problemas para realizar una grabación en pasillo.

Debido a que está demostrado que las personas caminan diferente en caminadora y pasillo (Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998), existe interés en realizar análisis sobre pasillo debido a que es un ambiente más natural para el paciente.

Debido a esto se plantearon 3 acercamientos para lograr los experimentos en pasillo:

- cámara fija para grabar a alguien en pasillo,
- seguir al sujeto mientras camina,
- seguir al sujeto mientras camina, controlando algunas variables del experimento.

Estos experimentos y los detalles que fueron saliendo se describen a continuación.

Cámara fija para grabar a alguien en pasillo

Inicialmente se planteó la posibilidad de grabar a una persona desde un punto fijo, ya fuera usando una cámara web o un celular. En la Figura 4.16 se muestra un ejemplo de este tipo de experimentos.

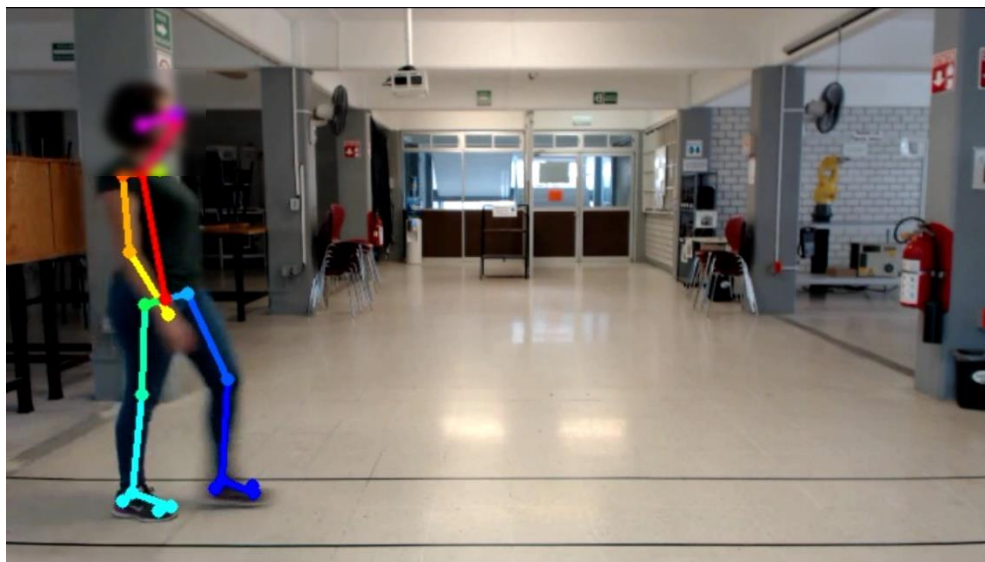


Figura 4. 16. Prueba de pasillo con cámara fija al centro de la escena.

Sin embargo, este método presenta dos inconvenientes. Uno de ellos es que la persona pierde la perspectiva sagital al entrar y salir de escena, lo cual afecta negativamente el análisis. El otro inconveniente es que se puede presentar distorsión de la lente en la cámara que se esté usando, lo cual es un factor negativo fuerte en el análisis. En la Figura 4.17 se puede observar la distorsión generada por la lente, afectando severamente el ángulo de detección de rodilla.



Figura 4. 17. Mala detección del ángulo de rodilla debido a la distorsión de lente. Las imágenes de arriba muestran un ángulo de aproximadamente 90° cuando las de abajo muestran un ángulo de aproximadamente 79 grados. La figura mantuvo la misma posición.

Se trabajó con una corrección de lente, sin embargo, no fue suficiente para igualar al ángulo real, como se muestra en la Figura 4.18.

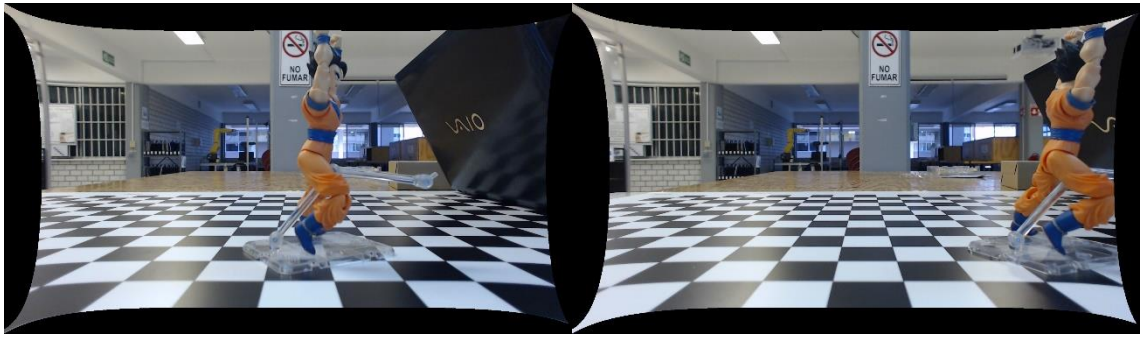


Figura 4. 18. Corrección de lente. Se sigue observando gran distorsión.

Normalmente los celulares presentan menos distorsión de lente que una cámara web. Sin embargo, se sigue presentando la dificultad de la pérdida de perspectiva sagital.

Seguir al sujeto mientras camina

Esta forma de realizar el experimento elimina las desventajas de que la persona pierda la perspectiva sagital y, al mantener al sujeto centrado en cuadro de la grabación, se omite la distorsión por lente que pudiera haber.

Sin embargo, existen algunas condiciones a tomar en cuenta para realizar este experimento, las cuales no se cuidaron en un principio: una caminata corta proporcionará poca información útil; que el sujeto inicie parado, generando ciclos basura; que la persona que graba se adelante o se atrase a la persona grabada; que la persona que graba esté muy cerca de la persona grabada y esta última salga fuera de cuadro; obstrucciones indeseadas como un dedo estorbando en la cámara; obstáculos en el camino tanto para el que graba como para la persona grabada; no usar el estabilizador digital integrado en la mayoría de los celulares; generar ruido al momento de grabar al estar moviendo mucho la mano; mayor velocidad de movimiento de la persona grabada, relativa al movimiento de la mano del grabador lo cual pueda generar fotogramas borrosos.

En el Anexo G, en la primera sección se pueden observar los resultados de las primeras pruebas de pasillo que se realizaron, con resultados poco favorables, pero con tendencias interesantes.

Seguir al sujeto mientras camina, controlando algunas variables del experimento

Tomando la experiencia de los experimentos realizados anteriormente, esta vez se procedió a realizar experimentos de forma organizada, controlando algunas características de los experimentos. Se realizaron 12 tomas de video, controlando cambios de ropa, iluminación y pierna visible. Además, se aplicaron análisis estadísticos de repetibilidad y reproducibilidad. En el Anexo G, segunda sección, se pueden observar con detalle los experimentos realizados. En la Tabla 4.6 se puede ver un recopilado de los índices obtenidos a partir del experimento.

| Caso | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|----------------------------|---|---|--------------------------------|
| Luz-pantalón-pierna D. | 12 | 11.55 | Aceptable |
| Luz-pantalón-pierna I. | 12 | 12.11 | Aceptable |
| Luz-short-pierna D. | 10 | 13.54 | Aceptable |
| Luz-short-pierna I. | 13 | 11.11 | Aceptable |
| Sombra-pant-pierna D. | 13 | 10.98 | Aceptable |
| Sombra-pant-pierna I. | 13 | 10.69 | Aceptable |
| Sombra-short-pierna D. | 15 | 9.43 | Capaz |
| Sombra-short-pierna I. | 11 | 12.81 | Aceptable |
| Sombra-Luz-pant-pierna D. | 9 | 15.67 | Aceptable |
| Sombra-Luz-pant-pierna I. | 9 | 14.91 | Aceptable |
| Sombra-Luz-short-pierna D. | 12 | 11.79 | Aceptable |
| Sombra-Luz-short-pierna I. | 11 | 12..32 | Aceptable |

Tabla 4. 6. Índices R&R de las pruebas realizadas en pasillo.

4.2.4 Pruebas frente a condiciones adversas

La ropa holgada y la falta de acurancia afectan seriamente a la detección del sistema. Por esta razón se trabajó en tratar de hacer el sistema de análisis más robusto frente a estas condiciones indeseables. En la Figura 4.19 se muestra el experimento en caminadora realizado con la finalidad de buscar robustez.

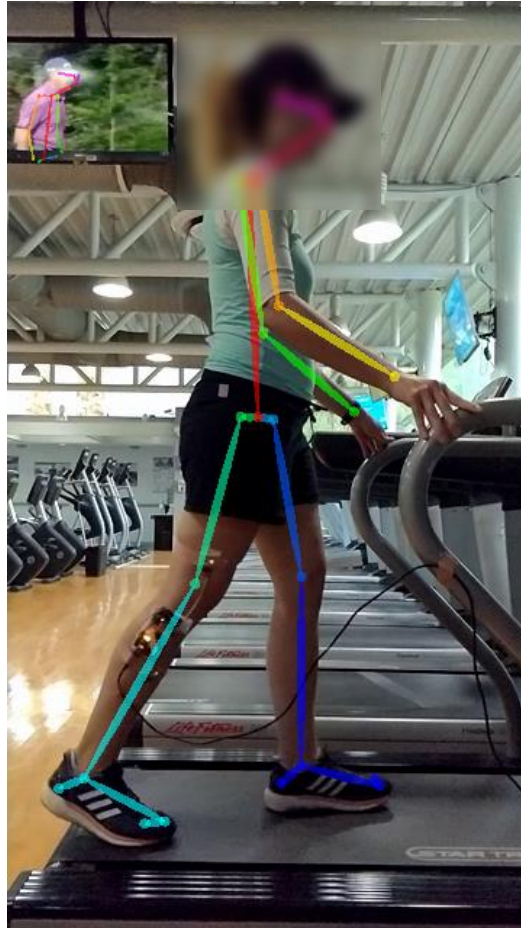


Figura 4. 19. Experimento realizado para analizar situaciones desfavorables al momento del experimento.

Los principales problemas en este video son el intercambio de piernas al momento del cruce, la aparición de personas en la televisión del fondo y la falta de detección en algunos fotogramas puntuales debido a la interrupción visual que genera el sensor inercial que está en la pierna. Con los algoritmos implementados, explicados en la sección 3, se obtuvo la evolución mostrada en las Figuras 4.20, 4.21 y 4.22.

Debido a que el experimento se realizó a baja velocidad, es normal que la curva característica del rango de flexión de rodilla se vea modificada como se observa en las siguientes figuras. A bajas velocidades, se reduce la flexión en la fase de apoyo.

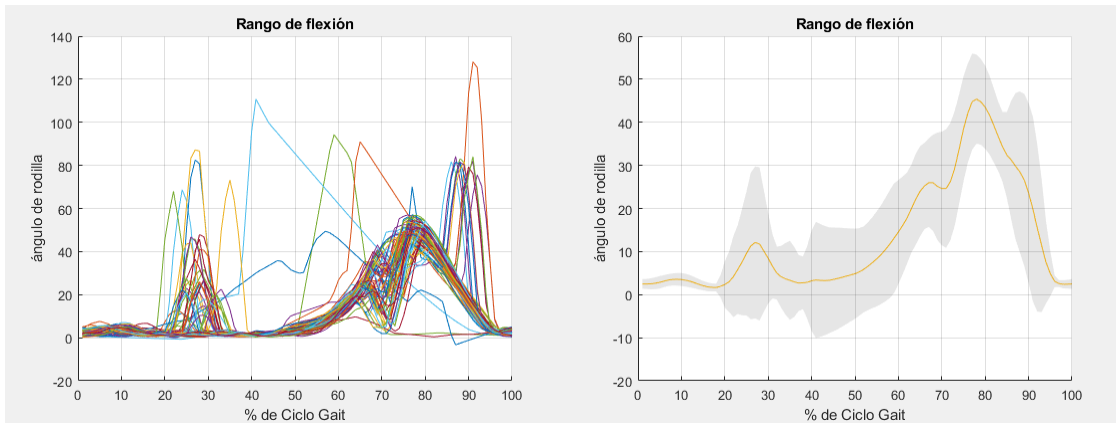


Figura 4. 20. Proceso y registro original de datos.

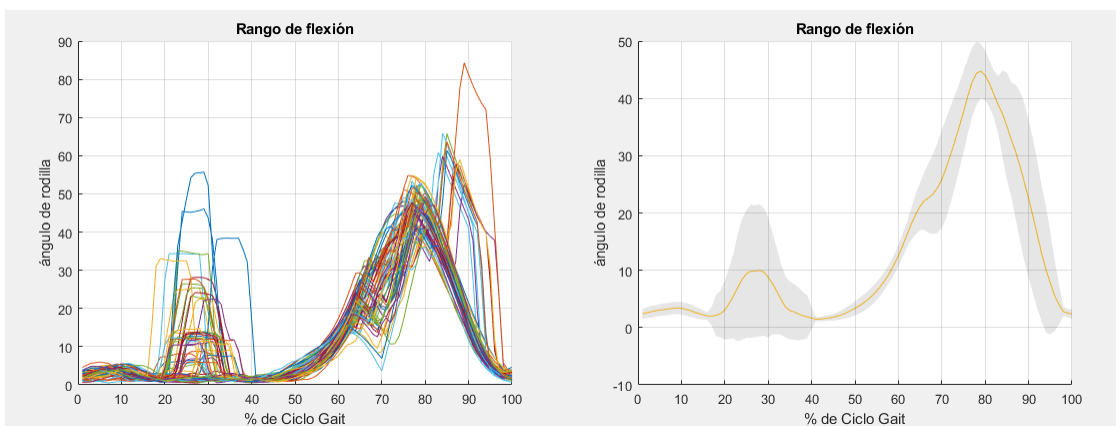


Figura 4. 21. Eliminación del ruido provocado por las personas que aparecen en la televisión.

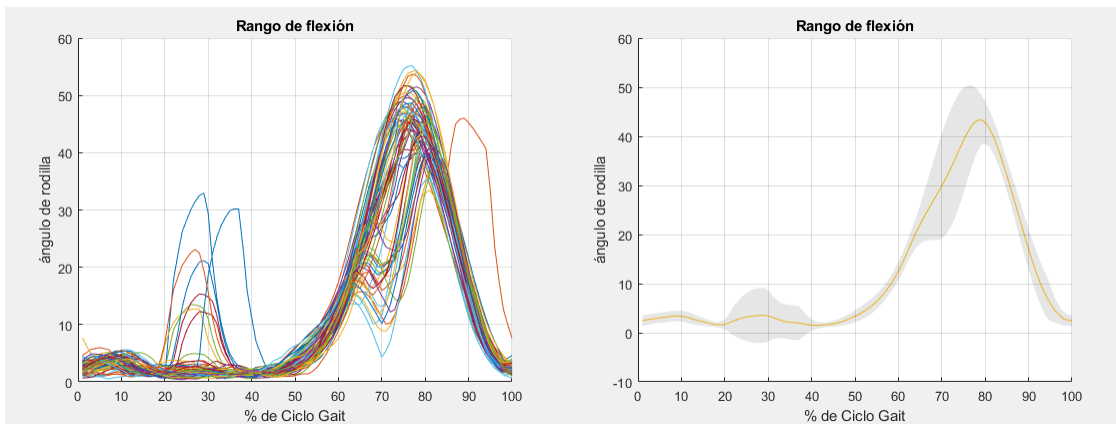


Figura 4. 22. Correcciones extra del intercambio de piernas producido por la holgura del short.

Con los resultados obtenidos anteriormente, se concluye que se debe evitar realizar el experimento bajo las condiciones adversas expuestas en la sección 3. A pesar de que se puede obtener una tendencia del movimiento de la persona, como en la Figura 4.22, es mejor favorecer las condiciones para mejorar los resultados.

Conclusiones

Con el presente trabajo de tesis se ha logrado el desarrollo del sistema planteando las bases para darle diferentes tipos de aplicaciones según lo que se desee. El sistema desarrollado logra exitosamente mostrar resultados cualitativos, incluso para análisis clínicos. Además, aunque existe cierta flexibilidad, se determinaron las mejores condiciones para realizar el experimento. También se determinaron características específicas del sistema. El sistema, bajo las mejores condiciones de experimentación, presenta repetibilidad y reproducibilidad. Además, el sistema presenta un error ante un sistema comercial de $0,19^\circ$, así como una desviación estándar de $4,68^\circ$.

Además, con las pruebas realizadas sobre pasillo se descubrió que el sistema puede optar por este tipo de análisis, siempre y cuando se cuiden aspectos importantes al momento del experimento, como, por ejemplo, el evitar que la persona salga de cuadro y mantener en todo momento la perspectiva sagital.

Trabajo a futuro

El trabajo a futuro puede enfocarse según la aplicación o línea de investigación que se le quiera dar. Sin embargo, se pueden prever algunas de las posibles líneas de trabajo a futuro, las cuales son:

- **Reconstrucción 3D vía múltiples cámaras fijas.** Establecer cámaras fijas puede proveer de una reconstrucción 3D del cuerpo con mayor precisión al realizado por un sistema monocular. Este algoritmo sería apto para caminadora, aunque se podría acoplar a pasillo también.
- **Reconstrucción 3D desde una cámara 2D.** Se puede usar un algoritmo avanzado para reconstrucción 3D a partir de una sola imagen 2D, aunque es necesario realizar las pruebas estadísticas correspondientes para establecer el error del sistema, así como las ventajas de optar por este método.
- **Interfaz para captura de movimiento.** Después de usar alguno de los métodos descritos anteriormente para una reconstrucción 3D, se puede adaptar el sistema para usarlo como un sistema de captura de movimiento.
- **Aumento de adquisición de parámetros biomecánicos para caminadora.** Con una finalidad clínica, se puede aumentar la cantidad de parámetros biomecánicos que el sistema es capaz de adquirir, con la finalidad de volverlo un sistema más completo.
- **Comparación contra un sistema comercial en pasillo.** Con la finalidad de caracterizar el sistema frente a pruebas clínicas de pasillo, se puede realizar las pruebas estadísticas necesarias para ello.
- **Complemento de tecnologías usando un sistema portátil.** El sistema se puede complementar el sistema con el uso de un sistema portátil, como puede ser sensores inerciales, para aumentar la eficiencia del sistema.

Referencias

- Afilalo, J., Eisenberg, M. J., Morin, J. F., Bergman, H., Monette, J., Noiseux, N., ... Boivin, J. F. (2010). Gait speed as an incremental predictor of mortality and major morbidity in elderly patients undergoing cardiac surgery. *Journal of the American College of Cardiology*, 56(20), 1668–1676. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2010.06.039>
- Agarwal, A., & Triggs, B. (2006). Recovering 3D human pose from monocular images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 28(1), 44–58. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2006.21>
- Aguilar, D., & Vivas, A. (2009). Modelado y control de un robot bípedo de nueve grados de libertad. In *VIII Congreso de la Asociación Colombiana*.
- Akhtaruzzaman, M., Shafie, A. A., Khan, R., Shafie, A. A., & Raisuddin Khan, M. (2016). Representation of human gait trajectory through temporospatial image modelling. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*.
- Ale Solano. (2017). Human pose estimation using OpenPose with TensorFlow. Recuperado November 30, 2019, de <https://arvrjourney.com/human-pose-estimation-using-OpenPose-with-tensorflow-part-1-7dd4ca5c8027>
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434–440. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00012-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00012-6)
- Alvim, F., Cerqueira, L., Netto, A. D. A., Leite, G., & Muniz, A. (2015). Comparison of five kinematic-based identification methods of foot contact events during treadmill walking and running at different speeds. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 383–388. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0178>
- Andriluka, M., Roth, S., & Schiele, B. (2010). Monocular 3D pose estimation and tracking by detection. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 623–630. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2010.5540156>
- Arana-Arri, E., Gutiérrez-Ibarluzea, I., Batarrita, J. A., & Mugaguren, A. E. (2007). Prevalence of certain osteoporosis-determining habits among post menopausal women in the Basque Country, Spain, in 2003. *Revista Espanola de Salud Publica*, 81(6), 647–656. <https://doi.org/10.1590/S1135-57272007000600008>
- Auvinet, E., Multon, F., Aubin, C. E., Meunier, J., & Raison, M. (2015). Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait and Posture*, 41(2), 722–725. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.006>
- Baker, R. (2015). Walking with Richard | Personal reflections on lower limb biomechanics. Recuperado November 12, 2019, de <https://wwrichard.net/>
- Balius, Turro, Carles, Bonilla, & Cos. (1995). Marcha humana vs. marcha atlética. *Revista de Medicina y Cirugía Del Pie*.
- Banks, J. J., Chang, W. R., Xu, X., & Chang, C. C. (2015). Using horizontal heel displacement to identify heel strike instants in normal gait. *Gait and Posture*, 42(1), 101–103. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.015>
- Bartlett, R. (2007). Introduction to Sports Biomechanics. In *Sports Biomechanics*. <https://doi.org/10.4324/9780203462027>
- Beaudart, C., Reginster, J.-Y., Croisier, J.-L., Slomian, J., Buckinx, F., Locquet, M., ... Bruyère, O. (2015). Correlation between muscle mass and muscle strength and their association with physical performance and gait speed. *Osteoporosis International*, 26(S1).
- Bernal Torres, M. G., & Medellín Castillo, H. I. (2018). *Desarrollo de un sistema de pruebas para el análisis biomecánico del caminado humano utilizando técnicas de visión por computadora* (Universidad Autónoma de San Luis Potosí). Recuperado de <https://docplayer.es/139548971-Desarrollo-de-un->

sistema-de-pruebas-para-el-analisis-biomecanico-del-caminado-humano-utilizando-tecnicas-de-vision-por-computadora-t-e-s-i-s.html

- Biden, E., Olshen, R., Simon, S., Sutherland, O., & Gage Kadaba, M. (1987). Comparison of gait data from multiple labs. *23rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, San Francisco.*
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (2010, August). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *International Journal of Nursing Studies*, Vol. 47, pp. 931–936. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001>
- Brady, T. M. (2018). *Patent No. US 9,881,277 B2*. Recuperado de <https://pdfpiw.uspto.gov/piw?docid=09881277&SectionNum=1&IDKey=63C5A4164D8C&HomeUrl=https://patft.uspto.gov/netacgi/nph-Parser?Sect2=PTO1%2526Sect2=HITOFF%2526p=1%2526u=/netahtml/PTO/search-bool.html%2526r=1%2526f=G%2526l=50%2526d=PALL%2526S1=9881277.PN.%2526OS=PN/9881277%2526RS=PN/9881277>
- Cao, Z., Hidalgo, G., Simon, T., Wei, S.-E., & Sheikh, Y. (2018). OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields. *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2018.*
- Cao, Z., Simon, T., Wei, S. E., & Sheikh, Y. (2017). Realtime multi-person 2D pose estimation using part affinity fields. *Proceedings - 30th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2017, 2017-Janua*, 1302–1310. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2017.143>
- Cao, Z., Wei, S., Simon, T., & Sheikh, Y. (2016). Multi-Person Pose Estimation using Part Affinity Fields. *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2016.*
- Castelli, A., Paolini, G., Cereatti, A., & Croce, U. Della. (2015). A 2D markerless gait analysis methodology: Validation on healthy subjects. *Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2015*. <https://doi.org/10.1155/2015/186780>
- Castro, M. P., Figueiredo, M. C., Abreu, S., Sousa, H., Machado, L., Santos, R., & Vilas-Boas, J. P. (2015). The influence of gait cadence on the ground reaction forces and plantar pressures during load carriage of young adults. *Applied Ergonomics, 49*, 41–46. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.01.004>
- Cham, R., & Redfern, M. S. (2002). Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait and Posture, 15*(2), 159–171. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00150-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00150-3)
- Charalambous, C. P. (2014). The major determinants in normal and pathological gait. In *Classic Papers in Orthopaedics* (pp. 403–405). https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_102
- Chen, C. H., & Ramanan, D. (2017). 3D human pose estimation = 2D pose estimation + matching. *Proceedings - 30th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2017, 2017-Enero*, 5759–5767. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2017.610>
- Chen, Y., Shen, C., Wei, X. S., Liu, L., & Yang, J. (2017). Adversarial PoseNet: A Structure-Aware Convolutional Network for Human Pose Estimation. *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision, 2017-Octub*, 1221–1230. <https://doi.org/10.1109/ICCV.2017.137>
- Chien, H. L., Lu, T. W., & Liu, M. W. (2014). Effects of long-term wearing of high-heeled shoes on the control of the body's center of mass motion in relation to the center of pressure during walking. *Gait and Posture, 39*(4), 1045–1050. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.007>
- Cho, C. W., Chao, W. H., Lin, S. H., & Chen, Y. Y. (2009). A vision-based analysis system for gait recognition in patients with Parkinson's disease. *Expert Systems with Applications, 36*(3 PART 2), 7033–7039. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2008.08.076>
- Clark, R. A., Bryant, A. L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., & Hunt, M. (2010). Validity and reliability of the

- Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait and Posture*, 31(3), 307–310. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.012>
- Clark, R. A., Pua, Y. H., Bryant, A. L., & Hunt, M. A. (2013). Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. *Gait and Posture*, 38(4), 1064–1066. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.029>
- Courtney, J., & De Paor, A. M. (2010). A monocular marker-free gait measurement system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(4), 453–460. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2041792>
- Crockford, D. (2019). JSON. Recuperado December 2, 2019, de <https://www.json.org/json-es.html>
- Cutter, G. R., Baier, M. L., Rudick, R. A., Cookfair, D. L., Fischer, J. S., Petkau, J., ... Willoughby, E. (1999). Development of a multiple sclerosis functional composite as a clinical trial outcome measure. *Brain*, 122(5), 871–882. <https://doi.org/10.1093/brain/122.5.871>
- Dartfish. (2019). Dartfish - Toma decisiones eficientes basadas en soluciones de vídeo y datos inteligentes. Recuperado November 29, 2019, de <https://www.dartfish.com/>
- Davis, R. B., Ounpuu, S., DeLuca, P. A., & Romness, M. J. (1999). Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making. *Medscape General Medicine*, 1–21.
- De Jong, M., Rhodes, T., Ferreira, S., Zhang, K., Schmucker, R., Cartucho, J., ... Veloso, M. (2018). Towards a robust interactive and learning social robot: Robotics TRACK. *Proceedings of the International Joint Conference on Autonomous Agents and Multiagent Systems, AAMAS*, 2, 883–891.
- Dodson, J. A., Reid, K. J., Gill, T. M., Krumholz, H. M., Forman, D. E., Spertus, J. A., ... Alexander, K. P. (2012). SLOW GAIT AMONG OLDER ADULTS POST-AMI AND RISK FOR HOSPITAL READMISSION. *Journal of the American College of Cardiology*, 59(13), E1914. [https://doi.org/10.1016/s0735-1097\(12\)61915-9](https://doi.org/10.1016/s0735-1097(12)61915-9)
- Dziuban, E. (2002). Human Body Temperature Measurement. *XXXIV MKM Conference*.
- Eberhart, H. D., Inman, V. T., & Bresler, B. (1954). The principal elements in human locomotion. *Human Limbs and Their Substitutes*, 437–471.
- Eesti Innovatsiooni Instituut. (2017). Real-time biomechanical feedback to reduce injury risk. Recuperado October 19, 2019, de <http://www.eii.ee/reference/real-time-biomechanical-feedback-to-reduce-injury-risk/>
- Eltoukhy, M., Asfour, S., Thompson, C., & Latta, L. (2012). Evaluation of the Performance of Digital Video Analysis of Human Motion: Dartfish Tracking System. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, 3(3), 1–6.
- Eng, J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*, 28(6), 753–758. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00124-M](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00124-M)
- Ernesto Maceira. (2003). Análisis cinemática y cinético de la marcha humana. *Revista Del Pie y Tobillo - Tomo XVII*, 29–37.
- Esmaeilzadeh, S., Khebzegga, O., & Moradshahi, M. (2018). *Clinical Parameters Prediction for Gait Disorder Recognition*.
- Fang, H. S., Xie, S., Tai, Y. W., & Lu, C. (2017). RMPE: Regional Multi-person Pose Estimation. *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision, 2017-Octub*, 2353–2362. <https://doi.org/10.1109/ICCV.2017.256>
- Fifer, M. S., Hotson, G., Wester, B. A., McMullen, D. P., Wang, Y., Johannes, M. S., ... Crone, N. E. (2014).

- Simultaneous neural control of simple reaching and grasping with the modular prosthetic limb using intracranial EEG. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 695–705. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2286955>
- Finkbiner, M. J., Gaina, K. M., McRandall, M. C., Wolf, M. M., Pardo, V. M., Reid, K., & Galen, S. S. (2017). Video movement analysis using smartphones (ViMAS): A pilot study. *Journal of Visualized Experiments*, 2017(121). <https://doi.org/10.3791/54659>
- Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., Bowen, L., & Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait and Posture*, Vol. 42, pp. 230–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>
- Fried, A. V., Cwikel, J., Ring, H., & Galinsky, D. (1990). ELGAM - extra-laboratory gait assessment method: Identification of risk factors for falls among the elderly at home. *Disability and Rehabilitation*, 12(4), 161–164. <https://doi.org/10.3109/03790799009166609>
- Gabel, M., Gilad-Bachrach, R., Renshaw, E., & Schuster, A. (2012). Full body gait analysis with Kinect. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 1964–1967*. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346340>
- Gage, J. R., & Russman, B. S. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Cambridge University Press.
- Gallego, Juan; Forner, A. (2008). SÍNTESIS DE LA MARCHA ROBÓTICA MEDIANTE LA APROXIMACIÓN DEL CICLO LÍMITE : EL ROBOT BÍPEDO ESBiRRO. *Science CSIC*, 54–109.
- Gao, G., Kyrarini, M., Razavi, M., Wang, X., & Graser, A. (2016). Comparison of Dynamic Vision Sensor-Based and IMU-based systems for ankle joint angle gait analysis. *2016 2nd International Conference on Frontiers of Signal Processing, ICFSP 2016*, 93–98. <https://doi.org/10.1109/ICFSP.2016.7802963>
- Gehlsen, G., Beekman, K., Assmann, N., Winant, D., Seidle, M., & Carter, A. (1986). Gait characteristics in multiple sclerosis: Progressive changes and effects of exercise on parameters. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(8), 536–539. <https://doi.org/10.5555/uri:pii:0003999386905496>
- Ghoussayni, S., Stevens, C., Durham, S., & Ewins, D. (2004). Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait and Posture*, 20(3), 266–272. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.001>
- Grau, S., Müller, O., Bäurle, W., Beck, M., Krauss, I., Maiwald, C., ... Mayer, F. (2000). [Limits and possibilities of 2D video analysis in evaluating physiological and pathological foot rolling motion in runners]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, Vol. 14, pp. 107–114. <https://doi.org/10.1055/s-2000-7870>
- Griffiths, P., & Murrells, T. (2010). Reliability assessment and approaches to determining agreement between measurements: Classic methods paper. *International Journal of Nursing Studies*, Vol. 47, pp. 937–938. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2010.03.004>
- Gu, X., Deligianni, F., Lo, B., Chen, W., & Yang, G. Z. (2018). Markerless gait analysis based on a single RGB camera. *IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN 2018, 2018-Enero*, 42–45. <https://doi.org/10.1109/BSN.2018.8329654>
- Guaura, R. D. A. (2019). Planos anatómicos y ejes. Recuperado November 2, 2019, de <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>
- Güler, R. A., Neverova, N., & Kokkinos, I. (2018). DensePose: Dense Human Pose Estimation in the Wild. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 7297–7306. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2018.00762>
- Hatze, H. (1974). The meaning of the term “biomechanics.” *Journal of Biomechanics*, Vol. 7, pp. 189–190.

[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90060-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90060-8)

- He, K., Gkioxari, G., Dollar, P., & Girshick, R. (2017). Mask R-CNN. *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision, 2017-Octob*, 2980–2988. <https://doi.org/10.1109/ICCV.2017.322>
- Hobart, J. C., Riazi, A., Lamping, D. L., Fitzpatrick, R., & Thompson, A. J. (2003). Measuring the impact of MS on walking ability: The 12-item MS Walking Scale (MSWS-12). *Neurology*, *60*(1), 31–36. <https://doi.org/10.1212/WNL.60.1.31>
- Holland, A., O'Connor, R. J., Thompson, A. J., Playford, E. D., & Hobart, J. C. (2006). Talking the talk on walking the walk: A 12-item generic walking scale suitable for neurological conditions? *Journal of Neurology*, *253*(12), 1594–1602. <https://doi.org/10.1007/s00415-006-0272-2>
- Hreljac, A., & Stergiou, N. (2000). Phase determination during normal running using kinematic data. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *38*(5), 503–506. <https://doi.org/10.1007/BF02345744>
- Hreljac, Alan, & Marshall, R. N. (2000). Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics*, *33*(6), 783–786. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00014-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00014-2)
- Huston, R. L. (2008). Principles of biomechanics. In *Principles of biomechanics*. CRC Press.
- Hyung, E. J., Lee, H. O., & Kwon, Y. J. (2016). Influence of load and carrying method on gait, specifically pelvic movement. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*(7), 2059–2062. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2059>
- Isaac, E., Elias, S., Rajagopalan, S., & Easwarakumar, K. (2019). Trait of Gait: A Survey on Gait Biometrics. *ArXiv Preprint ArXiv:1903.10744*.
- ISO. (1994). Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions. *Measurement*.
- Jacqueline, P., & Jon R, D. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. In *Journal of Pediatric Orthopaedics*. LWW.
- Jahn, K., Zwergal, A., & Schniepp, R. (2010). Gangstörungen im alter - Klassifikation, diagnostik und therapie aus neurologischer sicht. *Deutsches Arzteblatt*, Vol. 107, pp. 306–316. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2010.0306>
- Jensen, R. R., Paulsen, R. R., & Larsen, R. (2009). Analyzing gait using a time-of-flight camera. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, *5575 LNCS*, 21–30. https://doi.org/10.1007/978-3-642-02230-2_3
- Johnston, R. C., & Smidt, G. L. (1969). Measurement of hip-joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, *51*(6), 1082–1094. <https://doi.org/10.2106/00004623-196951060-00003>
- Kirtley, C. (2019). Clinical Gait Analysis. Recuperado December 25, 2019, de <http://www.clinicalgaitanalysis.com/>
- Knudson, D. V. (2007). Fundamentals of biomechanics. In *Fundamentals of Biomechanics*. Springer.
- Knudson, D. V. (2013). *Qualitative Diagnosis of Human Movement: Improving Performance in Sport and Exercise*.
- Kosiba, D. A., & Kasturi, R. (2005). Machine vision. In *Microelectronics, Second Edition* (pp. 19-1-19–26). <https://doi.org/10.1017/CBO9781139168229>
- Kramers De Quervain, I. A., Simon, S. R., Leurgans, S., Pease, W. S., & McAllister, D. (1996). Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, *78*(10), 1506–1514.

<https://doi.org/10.2106/00004623-199610000-00008>

- L, C., & Aj, M. (2014). Validation of a novel 2D motion analysis system to the gold standard in 3D motion analysis for calculation of sagittal plane kinematics. *Gait & Posture*, 39, S44–S45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.04.063>
- Laina, I., Rupprecht, C., Belagiannis, V., Tombari, F., & Navab, N. (2016). Deeper depth prediction with fully convolutional residual networks. *Proceedings - 2016 4th International Conference on 3D Vision, 3DV 2016*, 239–248. <https://doi.org/10.1109/3DV.2016.32>
- Lapham, Bartlett, R. M. (1995). *The use of artificial intelligence in the analysis of sports performance: A review of applications in human gait analysis and future directions for sports biomechanics*. 13(3), 229–237. <https://doi.org/10.1080/02640419508732232>
- Lee, H. J., & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 569–575. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.11.033>
- Lima, R., Fontes, L., Arezes, P., & Carvalho, M. (2015). Ergonomics, Anthropometrics, and Kinetic Evaluation of Gait: A Case Study. *Procedia Manufacturing*, 3, 4370–4376. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.433>
- Liu, H., Cao, Y., & Wang, Z. (2010). Automatic gait recognition from a distance. *2010 Chinese Control and Decision Conference, CCDC 2010*, 2777–2782. <https://doi.org/10.1109/CCDC.2010.5498729>
- Lorimer, D., & Neale, D. (2006). *Neale's Disorders of the Foot* (6 Edition). Churchill Livingstone.
- Lu, T. W., & Chang, C. F. (2012, February). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, Vol. 28. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2011.08.004>
- Ludbrook, J. (2002). Statistical techniques for comparing measurers and methods of measurement: A critical review. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 29(7), 527–536. <https://doi.org/10.1046/j.1440-1681.2002.03686.x>
- Luis. (2015). Precisión, exactitud y sensibilidad - Mediciones Eléctricas - Ingeniería Electrónica. Recuperado November 28, 2019, de <https://ingenieriaelectronica.org/precision-exactitud-y-sensibilidad-mediciones-electricas/>
- M Véges, V. V. (2018). Monocular Estimation of 3D Poses from a Distance. *THE 11TH CONFERENCE OF PHD STUDENTS IN COMPUTER SCIENCE*, 113.
- Maillet, A., Pollak, P., & Debû, B. (2012). Imaging gait disorders in parkinsonism: A review. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, Vol. 83, pp. 986–993. <https://doi.org/10.1136/jnnp-2012-302461>
- Maki, H., Ogawa, H., Yonezawa, Y., Hahn, A. W., & Caldwell, W. M. (2012). A new ultrasonic stride length measuring system. *49th Annual Rocky Mountain Bioengineering Symposium and 49th International ISA Biomedical Sciences Instrumentation Symposium*, 285–290.
- Mantoan, A., Pizzolato, C., Sartori, M., Sawacha, Z., Cobelli, C., & Reggiani, M. (2015). MOtoNMS: A MATLAB toolbox to process motion data for neuromusculoskeletal modeling and simulation. *Source Code for Biology and Medicine*, 10(1), 12. <https://doi.org/10.1186/s13029-015-0044-4>
- Marcheschi, S., Salsedo, F., Fontana, M., & Bergamasco, M. (2011). Body extender: Whole body exoskeleton for human power augmentation. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 611–616. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5980132>
- Martin Bland, J., & Altman, D. G. (1986). STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT. *The Lancet*, 327(8476), 307–310.

[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8)

- Martinez, J., Hossain, R., Romero, J., & Little, J. J. (2017). A Simple Yet Effective Baseline for 3d Human Pose Estimation. *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision, 2017-Octub*, 2659–2668. <https://doi.org/10.1109/ICCV.2017.288>
- Mathias, S., Nayak, U., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the " get-up and go" test. *Archives of Physical Medicine*.
- Maykut, J. N., Taylor-Haas, J. A., Paterno, M. V, DiCesare, C. A., & Ford, K. R. (2015). Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(2), 136–146.
- Maynard, V., Bakheit, A. M. O., Oldham, J., & Freeman, J. (2003). Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait and Posture*, 17(1), 59–67. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00051-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00051-6)
- McCarthy, I., Hodgins, D., Mor, A., Elbaz, A., & Segal, G. (2013). Analysis of knee flexion characteristics and how they alter with the onset of knee osteoarthritis: A case control study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-169>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait and Posture*, Vol. 29, pp. 360–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Medved, V. (2000). Measurement of human locomotion. In *Measurement of Human Locomotion*. <https://doi.org/10.1201/9781420036985>
- Mehta, D., Sridhar, S., Sotnychenko, O., Rhodin, H., & Shafiei, M.-H. (2017). VNet: Real-time 3D human pose estimation with a single RGB camera. *ACM Transactions on Graphics*, 36(4). <https://doi.org/10.1145/3072959.3073596>
- Menant, J. C., Steele, J. R., Menz, H. B., Munro, B. J., & Lord, S. R. (2009). Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait and Posture*, 29(3), 392–397. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.057>
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait and Posture*, 18(1), 35–46. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00159-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00159-5)
- Mikut, R., Burmeister, O., Braun, S., & Reischl, M. (2008). The Open Source {Matlab} Toolbox {Gait-CAD} and its Application to Bioelectric Signal Processing. In *Proc., DGBMT-Workshop Biosignalverarbeitung, Potsdam* (pp. 109–111).
- Moniz-Pereira, V., Cabral, S., Carnide, F., & Veloso, A. P. (2012). GAIT ANALYSIS IN THE ELDERLY: AN INDUCED ACCELERATION APPROACH. *Journal of Biomechanics*, 45, S229. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(12\)70230-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(12)70230-0)
- Montepare, J. M., Goldstein, S. B., & Clausen, A. (1987). The identification of emotions from gait information. *Journal of Nonverbal Behavior*, 11(1), 33–42. <https://doi.org/10.1007/BF00999605>
- Mummolo, C., Mangialardi, L., & Kim, J. H. (2013). Quantifying dynamic characteristics of human walking for comprehensive gait cycle. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(9). <https://doi.org/10.1115/1.4024755>
- Mummolo, C., Park, S., Mangialardi, L., & Kim, J. H. (2016). Computational evaluation of load carriage effects on gait balance stability. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(11), 1127–1136. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1110146>

- Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., & Méndez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Switzerland)*, Vol. 14, pp. 3362–3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
- Nakai, M., Tsunoda, Y., Hayashi, H., & Murakoshi, H. (2018). Prediction of Basketball Free Throw Shooting by OpenPose. *Proceedings of Fifth International Workshop on Skill Science, SKL*, 18.
- Narayan, A., Gomatam, M., & Sasi, S. (2004). Multimodal gait recognition based on stereo vision and 3D template matching. *Proceedings of the International Conference on Imaging Science, Systems and Technology, CISST'04*, 405–410.
- Newell, A., Yang, K., & Deng, J. (2016). Stacked hourglass networks for human pose estimation. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 9912 LNCS, 483–499. https://doi.org/10.1007/978-3-319-46484-8_29
- Nhat Hung, T., & Soo Suh, Y. (2013). Inertial sensor-based two feet motion tracking for gait analysis. *Sensors (Switzerland)*, 13(5), 5614–5629. <https://doi.org/10.3390/s130505614>
- Nielsen, D. B. (2008). Comparison of angular measurements by 2D and 3D gait analysis. *Department of Rehabilitation ; School of Health Sciences, Jönköping University.*, 26.
- Ochoa, Á., González, A., & Maya, M. (2019). Reconstrucción 3D a partir de imágenes 2D. Recuperado November 26, 2019, de <https://www.youtube.com/watch?v=1-9ZhZr7LMk&feature=youtu.be>
- Okumura, T., Inoue, K., Urabe, S., & Yoshioka, M. (2018). Cooking activities recognition in egocentric videos using hand shape feature with OpenPose. *ACM International Conference Proceeding Series*, 42–45. <https://doi.org/10.1145/3230519.3230591>
- Paul, S. S., Lester, M. E., Foreman, K. B., & Dibble, L. E. (2016). Validity and Reliability of Two-Dimensional Motion Analysis for Quantifying Postural Deficits in Adults With and Without Neurological Impairment. *Anatomical Record*, 299(9), 1165–1173. <https://doi.org/10.1002/ar.23385>
- Perez, J. (2009). *Diseño y analisis de un nuevo sistema de estabilización para el bipedo Pasibot*. Universidad Carlos III de Madrid.
- Pfister, A., West, A. M., Bronner, S., & Noah, J. A. (2014). Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 38(5), 274–280. <https://doi.org/10.3109/03091902.2014.909540>
- PHAN BA, R., Pierard, S., MOONEN, G., Van Droogenbroeck, M., & Belachew, S. (2012). Detection and Quantification of Efficiency and Quality of Gait Impairment in Multiple Sclerosis through Foot Path Analysis. *Multiple Sclerosis Journal*, 18(S4).
- Pishchulin, L., Insafuldinov, E., Tang, S., Andres, B., Andriluka, M., Gehler, P., & Schiele, B. (2016). DeepCut: Joint subset partition and labeling for multi person pose estimation. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2016-Decem*, 4929–4937. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2016.533>
- Placidi, G., Avola, D., Ferrari, M., Iacoviello, D., Petracca, A., Quaresima, V., & Spezialetti, M. (2014). A low-cost real time virtual system for postural stability assessment at home. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 117(2), 322–333. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.06.020>
- Plantard, P., Shum, H. P. H., Le Pierres, A. S., & Multon, F. (2017). Validation of an ergonomic assessment method using Kinect data in real workplace conditions. *Applied Ergonomics*, 65, 562–569. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.10.015>
- Pons-Moll, G., Baak, A., Helten, T., Müller, M., Seidel, H. P., & Rosenhahn, B. (2010). Multisensor-fusion for 3D full-body human motion capture. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer*

Vision and Pattern Recognition, 663–670. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2010.5540153>

- Putnam, A. (2013). *2013 - Putnam - The effects of an exhaustive treadmill protocol on running gait in army reserve officer training corps cadets.pdf*.
- Qi, Y., Soh, C. B., Gunawan, E., Low, K. S., & Maskooki, A. (2013). Using wearable UWB radios to measure foot clearance during walking. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 5199–5202. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610720>
- Rayo, O. (2019). Biomecanica. Recuperado October 19, 2019, de <https://biomecanica6.webnode.mx/>
- Robertson, G., Caldwell, G., & Hamill, J. (2013). *Research Methods in Biomechanics, 2E* (pp. 73–102). pp. 73–102.
- Rozin Kleiner, A. F., Galli, M., Araujo do Carmo, A., & Barros, R. M. L. (2015). Effects of flooring on required coefficient of friction: Elderly adult vs. middle-aged adult barefoot gait. *Applied Ergonomics*, *50*, 147–152. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.02.010>
- Sandholm, A., Pronost, N., & Thalmann, D. (2009). MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, *5903 LNCS*, 110–124. https://doi.org/10.1007/978-3-642-10470-1_10
- Schurr, S. A., Marshall, A. N., Resch, J. E., & Saliba, S. A. (2017). TWO-DIMENSIONAL VIDEO ANALYSIS IS COMPARABLE TO 3D MOTION CAPTURE IN LOWER EXTREMITY MOVEMENT ASSESSMENT. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *12*(2), 163–172.
- Sederberg, T. W., & Farouki, R. T. (1992). Approximation by Interval Bezier Curves. *IEEE Computer Graphics and Applications*, *12*(5), 87–95. <https://doi.org/10.1109/38.156018>
- Shull, P. B., Jirattigalachote, W., Hunt, M. A., Cutkosky, M. R., & Delp, S. L. (2014). Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait and Posture*, Vol. 40, pp. 11–19. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.189>
- SopORTE de Minitab 18. (2019). ¿Qué es ANOVA? Recuperado November 29, 2019, de Minitab, LLC website: <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/19/help-and-how-to/modeling-statistics/anova/supporting-topics/basics/what-is-anova/>
- Steffen, K., Kroken, T., & Krosshaug, T. (2014). COMPARISONS OF 3D- AND 2D-MEASUREMENT TECHNIQUES AND OBSERVATIONAL REAL-TIME ASSESSMENT OF FRONTAL PLANE KNEE CONTROL IN A VERTICAL DROP JUMP LANDING. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(7), 662.3-663. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093494.274>
- Stegmaier, J., Alshut, R., Reischl, M., & Mikut, R. (2012). Information fusion of image analysis, video object tracking, and data mining of biological images using the open source MATLAB toolbox gait-CAD. *Biomedizinische Technik*, *57*(SUPPL. 1 TRACK-B), 458–461. <https://doi.org/10.1515/bmt-2012-4073>
- Stolze, H., Klebe, S., Petersen, G., Raethjen, J., Wenzelburger, R., Witt, K., & Deuschl, G. (2002). Typical features of cerebellar ataxic gait. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, *73*(3), 310–312. <https://doi.org/10.1136/jnnp.73.3.310>
- Streifeneder. (2019). Streifeneder ortho.production. Recuperado November 12, 2019, de <https://www.streifeneder.es/>
- Systems, F. (2019). Home & Outdoor | FLIR Systems. Recuperado November 9, 2019, de <https://www.flir.com/>
- Tait, S. (2017). Hip position for running efficiency - TRAIL magazine issue 21.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, *12*(2), 2255–2283.

<https://doi.org/10.3390/s120202255>

- Tinetti, M. E. (1986). Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34(2), 119–126. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x>
- Toshev, A., & Szegedy, C. (2014). DeepPose: Human pose estimation via deep neural networks. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 1653–1660. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2014.214>
- Toulotte, C., Thevenon, A., Watelain, E., & Fabre, C. (2006). Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. *Clinical Rehabilitation*, 20(3), 269–276. <https://doi.org/10.1191/0269215506cr929oa>
- UK, V. M. S. L. (2019). Vicon | Award Winning Motion Capture Systems. *Abgerufen Am 16-10-2019.[Online]*. <https://www.vicon.com/>.
- Vera, P. (1994). La biomecánica deportiva. *Unisport: El Deporte Hacia El Siglo XXI*, 19.
- Vieira, M. F., de Sá e Souza, G. S., Lehnen, G. C., Rodrigues, F. B., & Andrade, A. O. (2016). Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on gait stability and variability of healthy young subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 161–167. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.007>
- Viladot Voegeli, A. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer.
- Virtuix. (2013). Omni by Virtuix - The leading and most popular VR motion platform. Recuperado October 31, 2019, de <https://www.virtuix.com/>
- Visual3D Wiki. (2017). Visual3D Wiki Documentation. Recuperado November 30, 2019, de https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Main_Page
- Wade, E., & Matarić, M. J. (2009). Design and testing of lightweight inexpensive motion-capture devices with application to clinical gait analysis. *2009 3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare - Pervasive Health 2009, PCTHealth 2009*. <https://doi.org/10.4108/ICST.PERVASIVEHEALTH2009.6026>
- Wahab, Y., & Bakar, N. A. (2011). Gait analysis measurement for sport application based on ultrasonic system. *Proceedings of the International Symposium on Consumer Electronics, ISCE*, 20–24. <https://doi.org/10.1109/ISCE.2011.5973775>
- Wang, L., Tan, T., Hu, W., & Ning, H. (2003). Automatic gait recognition based on statistical shape analysis. *IEEE Transactions on Image Processing*, 12(9), 1120–1131. <https://doi.org/10.1109/TIP.2003.815251>
- Wang, R. (2012). *Biomechanical consequences of gait impairment at the ankle and foot: injury, malalignment, and co-contraction*. Engineering Sciences, Royal Institute of Technology (KTH).
- Wang, Z. (2019). GitHub - Awesome-human-pose-estimation: A collection of awesome resources in Human Pose estimation. Recuperado November 12, 2019, de <https://github.com/wangzheallen/awesome-human-pose-estimation>
- Waters, D. L., Hale, L., Grant, A. M., Herbison, P., & Goulding, A. (2010). Osteoporosis and gait and balance disturbances in older sarcopenic obese New Zealanders. *Osteoporosis International*, 21(2), 351–357. <https://doi.org/10.1007/s00198-009-0947-5>
- Watson, M. J. (1999). Neurophysiological Basis of Movement. *Physiotherapy*, 85(10), 575. [https://doi.org/10.1016/s0031-9406\(05\)61260-6](https://doi.org/10.1016/s0031-9406(05)61260-6)
- White, S. C., & Winter, D. A. (1992). Predicting muscle forces in gait from EMG signals and musculotendon kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(4), 217–231. <https://doi.org/10.1016/1050->

6411(92)90025-E

- Winter, D. A., & Patla, A. E. (1997). *Signal processing and linear systems for the movement sciences*. Waterloo Biomechanics.
- Wolfson, L., Whipple, R., Amerman, P., & Tobin, J. N. (1990). Gait assessment in the elderly: A gait abnormality rating scale and its relation to falls. *Journals of Gerontology*, 45(1). <https://doi.org/10.1093/geronj/45.1.M12>
- Xsens. (2019). MVN Analyze. Recuperado November 2, 2019, de <https://www.xsens.com/>
- Xue, Z., Ming, D., Song, W., Wan, B., & Jin, S. (2010). Infrared gait recognition based on wavelet transform and support vector machine. *Pattern Recognition*, 43(8), 2904–2910. <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2010.03.011>
- Yavuzer, G., Öken, Ö., Elhan, A., & Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait and Posture*, 27(1), 31–35. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.016>
- Zeni, J. A., Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture*, 27(4), 710–714. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>
- Zhou, T., Brown, M., Snively, N., & Lowe, D. G. (2017). Unsupervised learning of depth and ego-motion from video. *Proceedings - 30th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2017, 2017-Janua*, 6612–6621. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2017.700>

Anexos

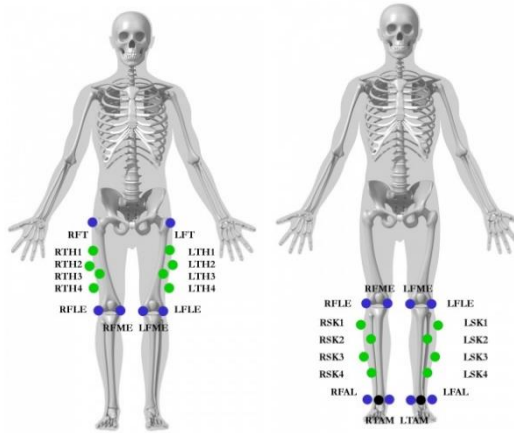
Anexo A – Uso del sistema desarrollado

Protocolo para captura de video

- **Ropa:** Pedirle al sujeto que use ropa clara. Aunque no es indispensable, ayuda a evitar confusión en la detección. La ropa debe ser pegada al cuerpo. De preferencia, se deben usar shorts.
- **Velocidad:** La velocidad de caminado se debe ajustar hasta que el sujeto encuentre comodidad y similitud a su caminado natural.
- **Preparación:** Para evitar/reducir la inconformidad que provoca la caminadora y el saber que se es observado, se procura que el sujeto camine aproximadamente 5 minutos antes de iniciar la grabación, con la finalidad de que el cuerpo ajuste el caminado a su forma más eficiente de realizarlo (caminado natural) o hasta que el sujeto indique que ya se encuentra listo para ser grabado. Al momento de que se esté listo para iniciar la grabación, se debe colocar el brazo del lado del análisis en una posición cómoda que no cree oclusión en la detección del punto de cadera.
- **Grabación:** Es ideal colocar la cámara en una posición fija. Sin embargo, es viable realizar la grabación con cámara en mano. Se debe realizar desde una posición sagital, con la persona al centro del cuadro. Algunas cámaras tienen la capacidad de usar un estabilizador digital o uno por hardware, aunque también se puede realizar la grabación sin activar esta opción, contando con un pulso de la persona relativamente bueno. Se debe priorizar la velocidad de captura antes que la resolución, por lo que, si la cámara lo permite, es viable bajar la cantidad de pixeles si esto mejora otros aspectos. Se debe procurar que la grabación capture al menos 20 ciclos de la pierna que será analizada, con la finalidad de tener una muestra estadísticamente significativa.

En caso de que se vaya a realizar una comparativa contra un sistema comercial que use marcadores, se pueden seguir las siguientes indicaciones:

- **Marcadores:** Se deben posicionar 3 marcadores que contrasten en color con la ropa del sujeto, con la finalidad de observarlos de manera más fácil. Puede ser cinta de aislar.
- **Posición de marcadores:** siguiendo el protocolo de posicionamiento de marcadores de Helen-Hayes, se deben colocar los marcadores en los 3 puntos siguientes: RFT/LFT, RFLE/LFLE y RFAL/LFAL. Serán los derechos o izquierdos, dependiendo de qué lado queda visible hacia la cámara de grabación.



Anexo A. 1. Posiciones de los marcadores en los miembros inferiores (Visual3D Wiki, 2017).

Procesamiento del video

El video para procesar debe tener un máximo de resolución de 480p, con la finalidad de reducir la cantidad de datos a manejar. Además, por la forma en que está entrenado OpenPose, una resolución mayor podría afectar en el rendimiento de detección, siendo que el sujeto grabado abarca gran parte de la escena.









Una vez que se tiene el video a procesar, en el tamaño de resolución adecuado, se debe procesar con OpenPose. Se deben seguir las instrucciones adecuadas proveídas por OpenPose para la generación de los datos necesarios. Estas instrucciones se pueden encontrar en su página dedicada a la reproducción y uso de su trabajo:

- **Instalación.** Se deben seguir los pasos indicados para realizar la instalación o compilación de OpenPose. Estas se pueden encontrar en: <https://github.com/CMU-Perceptual-Computing-Lab/OpenPose/blob/master/doc/installation.md>.
- **Uso del ejecutable.** En caso de que se opte por usar la versión ejecutable de OpenPose, este documento presenta una introducción para su uso: <https://github.com/CMU-Perceptual-Computing-Lab/OpenPose/blob/master/doc/installation.md>.
- **Uso de OpenPose.** OpenPose está hecho para el uso de banderas con la finalidad de usar sus diferentes opciones. Como una introducción inicial, este documento presenta las funciones principales: https://github.com/CMU-Perceptual-Computing-Lab/OpenPose/blob/master/doc/quick_start.md.

El sistema desarrollado para leer los archivos *json* generados por OpenPose, así como el video generado. Como ejemplo, este es un comando con el cual se manda llamar al ejecutable de OpenPose y genera los archivos *json*, los fotogramas con el renderizado y el video:

```
bin\OpenPoseDemo.exe --video examples/original.mp4 --write_video output/result.avi --write_json output/jsones --write_imagenes output/imágenes
```

El programa de Matlab está diseñado para tomar automáticamente los archivos *json* de la carpeta llamada “jsones”, así como tomar el video llamado “result.avi” para procesarlo. El programa de Matlab se debe ejecutar desde el mismo nivel en el que se encuentran las carpetas y archivo mencionados, como se muestra en la figura Anexo A.2.

| | | |
|--|---|---|
|  imagenes | → | Carpeta generada por Openpose |
|  imgMatlab | → | Carpeta generada por Matlab |
|  jsones | → | Carpeta generada por Openpose |
|  CODIGOMATLAB.m | → | Código principal |
|  confplot.m | → | Función complementaria para graficar |
|  original.mp4 | → | Video original |
|  result.avi | → | Video procesado por Openpose |
|  transformacion3D.m | → | Función complementaria para la reconstrucción 3D |

Anexo A. 2. Carpetas y archivos necesarios para ejecutar el código del sistema.

La carpeta de “imágenes” generada por OpenPose no es necesaria para la ejecución del algoritmo del sistema, pero ayuda para la identificación de errores o inspección de elementos en el video, debido a que separa cada uno de los fotogramas del video en una imagen individual.

Una vez que se tienen preparados los archivos, se necesita abrir el código de Matlab y usar las 11 banderas que vienen al principio del código, estas son:

- **Video.** Esta bandera permite la creación de un video de salida donde se puede observar el ángulo de la rodilla analizada encima del mismo video.
- **Video con ciclos.** Esta bandera permite la creación de un video de salida donde se puede observar el video de entrada, acompañado de las gráficas generadas por el análisis de la rodilla.
- **Pierna.** Esta bandera le indica al programa cual es la pierna analizada. Si se le asigna el valor 1, el programa realizará el análisis sobre la pierna derecha. Si se le asigna el valor 0, el programa realizará el análisis sobre la pierna izquierda.
- **Corte de piernas cero.** La activación de esta bandera permite la identificación y omisión de esqueletos incompletos, en cuanto a la cadera o la rodilla.
- **Cortar video.** La activación de esta bandera permite identificar los ciclos de la marcha del video analizado, mostrarlos al usuario y permitir quitar ciclos iniciales o finales, antes de proceder con la creación de un video o algún análisis estadístico.
- **Continuidad.** La activación de esta bandera permite activar el algoritmo de rastreo del esqueleto detectado, y omisión de otros esqueletos. Este algoritmo toma como idea principal que el primer esqueleto detectado es el indicado y la persona no puede desplazarse una distancia muy grande entre un fotograma y otro.

- **Seguimiento.** La activación de esta bandera permite que, cuando algún valor de las coordenadas de la cadera, la rodilla o el tobillo es cero, se replica el valor de la coordenada del fotograma anterior.
- **Continuidad de ángulo.** Esta bandera activa un algoritmo de verificación de continuidad en los ángulos. Esta continuidad está basada en el máximo de movimiento observado entre el ángulo de un fotograma a otro fotograma. Este algoritmo toma como base el mínimo de puntos necesarios para la reconstrucción de la curva, para maximizar la tolerancia permitida entre lo que puede variar un ángulo de un fotograma a otro. Este algoritmo, en caso de detectar un ángulo que supera la tolerancia permitida, implica que ese ángulo es erróneo, por lo que realiza un promedio entre el ángulo anterior y el ángulo siguiente.
- **Rastreo ángulo.** La activación de esta bandera permite realizar un rastreo del ángulo entre las dos piernas. Este algoritmo está pensado para los experimentos con baja acuracia en la cadera donde hay intercambio en la detección de piernas.
- **Tres D.** Esta bandera permite usar una función complemento para realizar una reconstrucción 3D
- **Prueba estadística.** Esta bandera permite que el algoritmo genere las pruebas de repetibilidad y reproducibilidad sobre el análisis realizado.

Algunos de los algoritmos descritos anteriormente generan imágenes como resultados. Estas imágenes se guardan en la carpeta de “imgMatlab”.

Anexo B – Código de Matlab desarrollado para el sistema Pseudocódigo

A continuación, se describe el pseudocódigo del algoritmo desarrollado para realizar el análisis de la marcha.

Activación de banderas

Inicialización de variables

Carga de archivos json

Si (video activado)

```
{
    Apertura de video
```

```
}
```

Mientras (existan archivos json por leer)

```
{
```

```
    Se abre un archivo json
```

```
    Detección de cantidad de esqueletos en el archivo json
```

```
    Si (corteDePiernasCero está activado)
```

```
    {
```

```
        Si la cadera o la rodilla no tienen valor, se cancela ese esqueleto
```

```
    }
```

```
    Se selecciona el esqueleto que tenga el fémur más grande
```

```
    Si (continuidad está activado)
```

```
    {
```

```
        Rastreo del esqueleto
```

```
    }
```

```
    Adquisición de las 25 articulaciones de OpenPose
```

```
    Si (seguimiento está activado)
```

```
    {
```

```
        Si (alguna articulación tiene valor de cero)
```

```
        {
```

```
            Sustituir el valor cero por el valor que tuvo la articulación en el fotograma pasado
```

```
        }
```

```
    }
```

```
    Adquisición del ángulo mediante distancias euclidianas y ley de cosenos
```

```
    Si (seguimiento está activado)
```

```

{
    Actualización de los valores para usar como historial
}
Si (video activado)
{
    Se adquiere un fotograma del video original
    Se escribe el valor del ángulo sobre el fotograma
    Se escribe el fotograma en el nuevo video
}
Se guardan los valores del tobillo
Si (tresd activado)
{
    Se registra la matriz con los valores necesarios para reconstruirla
}

}
Si (tresd activado)
{
    Se adecua y se guarda la matriz con la que se puede realizar la reconstrucción 3D
}
Si (video activado)
{
    Se cierra el video
}
Se identifican los ángulos inválidos y se compensan con un valor promedio
Si (continuidadDeAngulo activado)
{
    Se identifican los valores que superen la tolerancia establecida, en caso de superarla, se sustituye el valor
}
Si (rastreoAngulo activado)
{
    Se realiza el seguimiento de los valores del ángulo entre las dos piernas
}
Se aplica un filtrado a los ángulos
Se grafican los ángulos que están de forma continua
Se identifican valores nulos para tobillo y se compensan

```

Se ajusta el orden de los datos de tobillo de acuerdo a la pierna analizada

Se encuentran los máximos en la función generada por la posición del tobillo

Se compensa los valores máximos en la función de la posición del tobillo para ajustarlos al momento del contacto del talón con el suelo

Se acomodan los datos de los ángulos usando el corte de ciclo de tobillo, en una matriz con los ciclos superpuestos

Si (cortarVideo activado)

```
{  
    Se usa el algoritmo para poder cortar ciclos al principio o al final del análisis  
}
```

Se grafican los datos mediante confplot

Si (videoConCiclos activado)

```
{  
    Apertura de video nuevo  
    Mientras (datos existentes)  
    {  
        Generación del fotograma que incluye las gráficas  
    }  
    Escritura del fotograma en el nuevo video  
}
```

}

Si (Pruebaestadistica activado)

```
{
```

Se juntan los vectores de las partes y los operadores

Se generan las gráficas de las matrices

Se realiza la prueba de varianzas

Se realiza la prueba ANOVA no lineal mixta

```
}
```

Código

```
clc; clear; close all;

video=0;           %1 para activar
videoConCiclos=1;  %1 para activar
pierna=1;          %1 igual a derecha, 0 a izquierda
corteDePiernasCero=0;%Quitar falsos esqueletos que
detectan solo punto de cadera o rodilla
cortarVideo=0;     %1 para cortar, 0 para no cortar
continuidad=0;     %1 para aplicar continuidad del mismo
esqueleto por tolerancia de cadera
seguimiento=0;     %Replicar detección del frame
anterior si no se detecta
continuidadDeAngulo=0;%verificar continuidad del angulo
rastreoAngulo=0;   %1 para rastrear entre las dos piernas
tresd=0;           %1 para sacar matriz para 3D
Pruebaestadistica=0;%1 para activar la prueba de varianza
y anova

%% Inicialización de variables
if pierna==1
    cad=10;
    rod=11;
    tob=12;
    %Agregado3
    cad2=13;
    rod2=14;
    tob2=15;
    %Agregado3
else
    cad=13;
    rod=14;
    tob=15;
    %Agregado3
    cad2=10;
    rod2=11;
    tob2=12;
    %Agregado3
end

%Agregado5
if seguimiento==1
    antcadX=0;
    antcadY=0;

    antrodX=0;
    antrodY=0;
    anttobX=0;
    anttobY=0;
end
%Agregado5

%Carga de archivos json
fds=fileDatastore('jsones/', 'ReadFcn', @load, 'FileExtensions', '.json');
aux=length(fds.Files);

angulo=zeros(1, aux);
%Agregado3
if rastreoAngulo==1
    anguloOtraPierna=zeros(1, aux);
end
%Agregado3
valoresx=zeros(1, 25);
valoresy=zeros(1, 25);
%Agregado
tobillo=zeros(1, aux);
%Agregado 2
piernas=zeros(10, 5);
%Agregado 2
%Agregado 4
caderaejex=0;
%Agregado 4
%Agregado 6
cuerpo=zeros(14, 2, aux);
%Agregado 6

if video==1
    v = VideoReader('result.avi');
    vout = VideoWriter('videoSencillo.avi');
    open(vout);
end

%% Apertura de archivos y adquisición de articulaciones y
ángulos
for i=1:aux

    fid = fopen(fds.Files{i});
```

```

raw = fread(fid,inf);
str = char(raw');
fclose(fid);
val = jsondecode(str);

aux2=length(val.people);
if aux2>0
    %Agregado 2
    if aux2>10
        aux2=10;
    end

    piernas=zeros(10,5);
    for j=1:aux2

piernas(j,1)=val.people(j).pose_keypoints_2d(cad*3-2);
piernas(j,2)=val.people(j).pose_keypoints_2d(cad*3-1);
piernas(j,3)=val.people(j).pose_keypoints_2d(rod*3-2);
piernas(j,4)=val.people(j).pose_keypoints_2d(rod*3+-1);
piernas(j,5)=sqrt((piernas(j,1)-
piernas(j,3))^2+(piernas(j,2)-piernas(j,4))^2);
        %Agregado10
        if corteDePiernasCero==1
            if piernas(j,1)==0 || piernas(j,3)==0
                piernas(j,5)=0;
            end
        end
        %Agregado10
    end

    yoyo=0;
    trompo=0;
    for j=1:aux2
        if piernas(j,5)>yoyo
            yoyo=piernas(j,5);
            trompo=j;
        end
    end

    if trompo==0
        trompo=1;
    end
end

```

```

%Agregado 2

%Agregado 4
if continuidad==1
    if i~=1
        mike=caderaejex-
(val.people(j).pose_keypoints_2d(cad*3-2));
        if (mike<-20 && mike>20)
            %
            trompo=trompo-1;
            %
            if trompo==0
            trompo=2;
            %
            if aux2==1
                trompo=1;
            end
            end
        end
        yoyo=0;
        for j=1:aux2
            if j~=trompo
                if piernas(j,5)>yoyo
                    yoyo=piernas(j,5);
                    trompo=j;
                end
            end
        end
        end
        %Volver a comparar en el rango de tolerancia
        if trompo==0
            trompo=1;
        end
    end
end

caderaejex=val.people(j).pose_keypoints_2d(cad*3-2);
end
%Agregado 4

%persona=val.people(1).pose_keypoints_2d;
persona=val.people(trompo).pose_keypoints_2d;

perro=1;
for j=1:25
    valoresx(j)=persona(perro);
    perro=perro+3;
end
perro=2;
for j=1:25

```

```

    valoresy(j)=persona(perro);
    perro=perro+3;
end
%Agregado5
if seguimiento==1
    if valoresx(cad)==0
        valoresx(cad)=antcadX;
    end
    if valoresy(cad)==0
        valoresy(cad)=antcadY;
    end
    if valoresx(rod)==0
        valoresx(rod)=antrodX;
    end
    if valoresy(rod)==0
        valoresy(rod)=antrodY;
    end
    if valoresx(tob)==0
        valoresx(tob)=anttobX;
    end
    if valoresy(tob)==0
        valoresy(tob)=anttobY;
    end
end
%Agregado5
dfemur=(valoresx(cad)-valoresx(rod))^2 +
(valoresy(cad)-valoresy(rod))^2)^0.5;
dtibia=(valoresx(rod)-valoresx(tob))^2 +
(valoresy(rod)-valoresy(tob))^2)^0.5;
dpierna=(valoresx(cad)-valoresx(tob))^2 +
(valoresy(cad)-valoresy(tob))^2)^0.5;
angulo(i)=acosd((dfemur^2+dtibia^2-
dpierna^2)/(2*dfemur*dtibia));
%Agregado3
if rastreoAngulo==1
    dfemur2=(valoresx(cad2)-valoresx(rod2))^2 +
(valoresy(cad2)-valoresy(rod2))^2)^0.5;
    dtibia2=(valoresx(rod2)-valoresx(tob2))^2 +
(valoresy(rod2)-valoresy(tob2))^2)^0.5;
    dpierna2=(valoresx(cad2)-valoresx(tob2))^2 +
(valoresy(cad2)-valoresy(tob2))^2)^0.5;

anguloOtraPierna(i)=acosd((dfemur2^2+dtibia2^2-
dpierna2^2)/(2*dfemur2*dtibia2));
end
%Agregado3

```

```

%Agregado5
if seguimiento==1
    antcadX=valoresx(cad);
    antcadY=valoresy(cad);
    antrodX=valoresx(rod);
    antrodY=valoresy(rod);
    anttobX=valoresx(tob);
    anttobY=valoresy(tob);
end
%Agregado5

end
if video==1
    vidFrame = readFrame(v);
    image(vidFrame);

text(round(valoresx(rod))+20,round(valoresy(rod)),num2str
(angulo(i),'Color','green','FontSize',14)
    frame = getframe(gcf);
    writeVideo(vout,frame);
end
%Agregado
tobillo(i)=valoresx(tob);
%Agregado
%Agregado 6
if tresd==1
    cuerpo(1,1,i)=valoresx(1);
    cuerpo(1,2,i)=valoresy(1); %Nose || Head
    cuerpo(2,1,i)=valoresx(2);
    cuerpo(2,2,i)=valoresy(2); %Neck
    cuerpo(3,1,i)=valoresx(3);
    cuerpo(3,2,i)=valoresy(3); %R Shoulder
    cuerpo(4,1,i)=valoresx(4);
    cuerpo(4,2,i)=valoresy(4); %R Elbow
    cuerpo(5,1,i)=valoresx(5);
    cuerpo(5,2,i)=valoresy(5); %R Wrist
    cuerpo(6,1,i)=valoresx(6);
    cuerpo(6,2,i)=valoresy(6); %L Shoulder
    cuerpo(7,1,i)=valoresx(7);
    cuerpo(7,2,i)=valoresy(7); %L Elbow
    cuerpo(8,1,i)=valoresx(8);
    cuerpo(8,2,i)=valoresy(8); %L Wrist
    cuerpo(9,1,i)=valoresx(10);
    cuerpo(9,2,i)=valoresy(10); %R Hip
    cuerpo(10,1,i)=valoresx(11);
    cuerpo(10,2,i)=valoresy(11); %R Knee

```

```

    cuerpo(11,1,i)=valoresx(12);
    cuerpo(11,2,i)=valoresy(12); %R Ankle
    cuerpo(12,1,i)=valoresx(13);
    cuerpo(12,2,i)=valoresy(13); %L hip
    cuerpo(13,1,i)=valoresx(14);
    cuerpo(13,2,i)=valoresy(14); %L Knee
    cuerpo(14,1,i)=valoresx(15);
    cuerpo(14,2,i)=valoresy(15); %L Ankle
end
%Agregado 6
end
%Agregado 6
if tresd==1
    cuerpo=round(cuerpo);
    mkdir 3D
    save('3D/Cuerpo.mat','cuerpo');
end
%Agregado 6
if video==1
    close(vout);
end
close all;

%% Correcciones para los datos
%Parchar aquí y filtrar
nanes=isnan(angulo);
for i=1:aux
    if nanes(i)==1
        if i~=1 && i~=aux
            angulo(i)=(angulo(i-1)+angulo(i+1))/2;
        end
    end
end
end
%Agregado3
if rastreoAngulo==1
    nanes=isnan(anguloOtraPierna);
    for i=1:aux
        if nanes(i)==1
            if i~=1 && i~=aux
                anguloOtraPierna(i)=(anguloOtraPierna(i-1)+anguloOtraPierna(i+1))/2;
            end
        end
    end
end
end
end

```

```

%Agregado3
%Agregado15
%La tolerancia se toma del mínimo de puntos necesarios
para reconstruir la
%curva (10). Se puede reducir
if continuidadDeAngulo==1
    for c=2:(aux-1)
        Tol=abs(angulo(c)-angulo(c-1));
        if Tol>10
            angulo(c)=(angulo(c-1)+angulo(c+1))/2;
        end
    end
end
end
if continuidadDeAngulo==1
    if rastreoAngulo==1
        for c=2:(aux-1)
            Tol=abs(anguloOtraPierna(c)-
anguloOtraPierna(c-1));
            if Tol>10
                anguloOtraPierna(c)=(anguloOtraPierna(c-1)+anguloOtraPierna(c+1))/2;
            end
        end
    end
end
end
%Agregado15
%Agregado16
if rastreoAngulo==1
    temp1=angulo;
    for c=2:(aux-1)
        futuro=abs(angulo(c+1)-temp1(c));
        futuroOtro=abs(anguloOtraPierna(c+1)-temp1(c));
        if futuroOtro<futuro
            mactual=temp1(c)-temp1(c-1);
            mfutura=angulo(c+1)-temp1(c);
            mfuturaOtro=anguloOtraPierna(c+1)-temp1(c);
            mdif=mactual-mfutura;
            mdifotra=mactual-mfuturaOtro;
            if mdifotra<mdif
                temp1(c+1)=anguloOtraPierna(c+1);
            end
        end
    end
end
end

```

```

    end
    angulo=temp1;
end
%Agregado16

angulo2=smooth(angulo);
angulo2=angulo2';

%% Ploteo inicial de datos
figure(2)
hold on
plot(angulo)
plot(angulo2)
frame = getframe(gcf);
ruta='imgMatlab/2angles2.png';
mkdir imgMatlab
imwrite(frame.cdata,ruta);

%Agregado3
if rastreoAngulo==1
    angulo2OtraPierna=(smooth(anguloOtraPierna))';
end
%Agregado3

%% Tratamiento de tobillo para corte de ciclos
%Agregado
% parchado de tobillo (se puede fusionar con el parchado
de angulo)
for i=1:aux
    if tobillo(i)==0
        if i~=1 && i~=aux
            tobillo(i)=(tobillo(i-1)+tobillo(i+1))/2;
        end
    end
end
end
%Agregado
%findpeaks(tobillo)
%figure(2)
%findpeaks(tobillo,'MinPeakDistance',30)
%minimo entre ejes X, mínimo a superar de eje Y (se puede
basar con la cadera),
%Prominence donde por alguno de los dos lados debe haber
una caída de
%cierto número
%Agregado

```

```

if pierna==0
    tobillo=-tobillo;
end
%El último argumento de findpeaks debe ser un número
menos al aproximado
%del número de fotografías entre el número de muestras
obtenidas.
[pks,locs]=findpeaks(tobillo,'MinPeakDistance',20);
%El +1 en la siguiente instrucción corresponde al
proporcional en
%fotogramas que compensa el evento del tobillo
%registrado al máximo de distancia de alejamiento del
cuerpo a cuando
%toca el suelo
lista=locs+1;
listaux=length(lista)-1;
%agregado

%% Creación y acomodo de ciclos
ciclo=[];
cicloOtraPierna=[];
for i=1:listaux
    listainterv(i)=lista(i+1)-lista(i)+1;
end
cont=1;
%lista(1)=lista(1)-1;
for i=1:listaux
    %ciclo=[ciclo angulo2(lista(i)+1:lista(i+1))];
    ciclo=[ciclo angulo2(lista(i):lista(i+1))];
    %Agregado3
    if rastreoAngulo==1
        cicloOtraPierna=[cicloOtraPierna
angulo2OtraPierna(lista(i):lista(i+1))];
    end
    %Agregado3
    x=linspace(1,listainterv(i),100);
    for j=1:listainterv(i)
        temp(j)=ciclo(j-1+cont);
        %Agregado3
        if rastreoAngulo==1
            tempOtraPierna(j)=cicloOtraPierna(j-1+cont);
        end
        %Agregado3
    end
    chido(i,:)=interp1(temp,x);
    %Agregado3

```



```

    if rastreoAngulo==1
        chidoOtraPierna(i,:)=interp1(tempOtraPierna,x);
    end
    %Agregado3
    cont=cont+listainterv(i);
end
chido=180-chido;
%Agregado3
if rastreoAngulo==1
    chidoOtraPierna=180-chidoOtraPierna;
end
%Agregado3
if cortarVideo==1
    figure(3)
    plot(chido')
    %Agregado 2
    frame = getframe(gcf);
    ruta='imgMatlab/3GaitSinCortar.png';
    imwrite(frame.cdata,ruta);
end
%Agregado3
if rastreoAngulo==1
    figure(29)
    plot(chidoOtraPierna')
    frame = getframe(gcf);
    ruta='imgMatlab/4GaitSinCortarOtraPierna.png';
    imwrite(frame.cdata,ruta);

    figure(30)
    hold on
    plot(chido')
    plot(chidoOtraPierna')
    hold off
    frame = getframe(gcf);
    ruta='imgMatlab/5GaitSinCortarempalmado.png';
    imwrite(frame.cdata,ruta);

    figure(31)
    hold on
    plot(mean(chido))
    plot(mean(chidoOtraPierna))
    legend('Pierna visible','Pierna oculta')
    hold off
    frame = getframe(gcf);
    ruta='imgMatlab/6GaitSinCortarempalmadoProm.png';
    imwrite(frame.cdata,ruta);

```

```

end
%Agregado3
%Cortar por delante y detras
if cortarVideo==1
    entrada=0;
    [renglon,columna]=size(chido);
    principio=1;
    fin=renglon;
    listaauxTemp=0;
    while entrada~-=-1
        entrada=input('ingresa 1 si quieres cortar por el
principio, 2 por el final. Ingresa 3 si quieres regresar
ciclos cortados del principio, 4 por el final. -1 para
salir: ');
        if entrada==1 && principio<fin
            principio=principio+1;
            listaauxTemp=listaauxTemp-1;
        end
        if entrada==3 && principio>1
            principio=principio-1;
            listaauxTemp=listaauxTemp+1;
        end
        if entrada==2 && fin>principio
            fin=fin-1;
            listaauxTemp=listaauxTemp-1;
        end
        if entrada==4 && fin<renglon
            fin=fin+1;
            listaauxTemp=listaauxTemp+1;
        end
        tempChido=chido(principio:fin,1:columna);
        %Agregado3
        if rastreoAngulo==1

tempChidoOtraPierna=chidoOtraPierna(principio:fin,1:colum
na);

        end
        %Agregado3
        tempLista=lista(principio:fin+1);
        tempListainterv=listainterv(principio:fin);
        close(3);
        figure(3)
        plot(tempChido')
    end
    chido=tempChido;
    %Agregado3

```

```

if rastreoAngulo==1
    chidoOtraPierna=tempChidoOtraPierna;
end
%Agregado3
lista=tempLista;
listaux=listaux+listaauxTemp;
listainterv=tempListainterv;
end

%% Ploteo de las graficas importantes
%Agregado 2
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% AGREGADO PARA EL PLOT%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure(3)
plot(chido')
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo
Gait','FontName','Helvetica','FontSize',30);
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
%legend('Estimated value','95% confidence boundaries');
%set(gca,'FontName','Helvetica','FontSize',20,'YLim',[-
0.2 0.15]);
title('Rango de flexión');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
frame = getframe(gcf);
ruta='imgMatlab/7gait.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% AGREGADO PARA EL PLOT chido
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
figure(4)
cuernito=mean(chido);
leche=std(chido);
confplot(cuernito,leche);
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
ruta='imgMatlab/9gaitchido.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%lista(1)=lista(1)+1;

%Agregado3
%Más cercano, por zonas

```

```

if rastreoAngulo==1

    figure(40)
    plot(chido')
    grid on; box off;
    xlabel('% de Ciclo Gait');
    ylabel('ángulo de rodilla');
    title('Rango de flexión');
    frame = getframe(gcf);
    ruta='imgMatlab/8gaitConrastreo.png';
    imwrite(frame.cdata,ruta);
    figure(41)
    cuernito=mean(chido);
    leche=std(chido);
    confplot(cuernito,leche);
    grid on; box off;
    xlabel('% de Ciclo Gait');
    ylabel('ángulo de rodilla');
    title('Rango de flexión');
    frame = getframe(gcf);
    ruta='imgMatlab/10gaitchidoConRastreo.png';
    imwrite(frame.cdata,ruta);
end
%Agregado3

%% Generación de video con ciclos
if videoConCiclos==1
    figure(5)
    vChido = VideoReader('result.avi');
    vChidoOut = VideoWriter('VideoConGraficas.avi');
    open(vChidoOut);
    for i=1:aux
        clf(5)
        vidFrame = readFrame(vChido);
        subplot(2,4,[1 2 5 6]);
        imshow(vidFrame);

        text(round(valoresx(11))+20,round(valoresy(11)),num2str(a
ngulo(i),'Color','green','FontSize',14)
        xlabel('Frame analizado');
        subplot(2,4,[3 4]);
        hold on
        for j=1:listaux           %Sincronizacion con los
ciclos
            if i>lista(j) && i<(lista(j+1)+1)
                plot(chido(j,:), 'blue')
            end
        end
    end
end

```

```

        x=linspace(1,100,listainterv(j));
        plot(x(i-lista(j)+1),180-angulo2(i),'o')
        grid on; box off;
        xlabel('% de Ciclo Gait');
        ylabel('ángulo de rodilla');
        subplot(2,4,[7 8]);
        hold on
        plot(chido,'red')
        plot(chido(j,:),'blue')
        grid on; box off;
        xlabel('% de Ciclo Gait');
        ylabel('ángulo de rodilla');
    end
end
frame = getframe(gcf);
writeVideo(vChidoOut,frame);
ruta=sprintf('imgMatlab/img%d.png',i);
imwrite(frame.cdata,ruta);
end
close(vChidoOut);
end

if Pruebaestadistica==1
    %% Juntar los vectores de las partes y los operadores
    aux=1;
    for i=1:100
        for j=1:listaux
            y(aux)=chido(j,i);
            partes(aux)=i;
            operador(aux)=1;
            aux=aux+1;
        end
    end
end
%% Generación de los plots de matriz
close all;
plot(chido')

```

```

grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
mkdir estadistica
ruta='estadistica/1gait.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

confplot(cuernito,leche);
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/2gaitchido.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

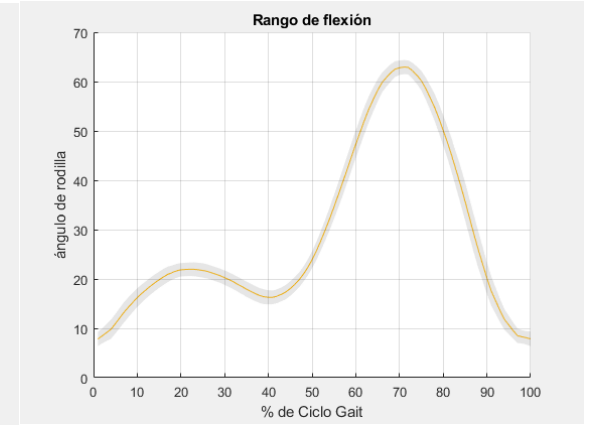
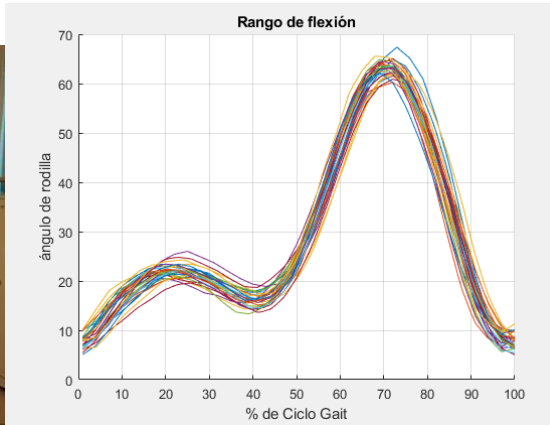
%% Prueba de varianzas
vartestn(chido,'TestType','LeveneAbsolute')
figure(3)
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/3levne.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

%% Prueba de ANOVA
figure(4)
gagerr(y',partes')
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/4gagerr.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

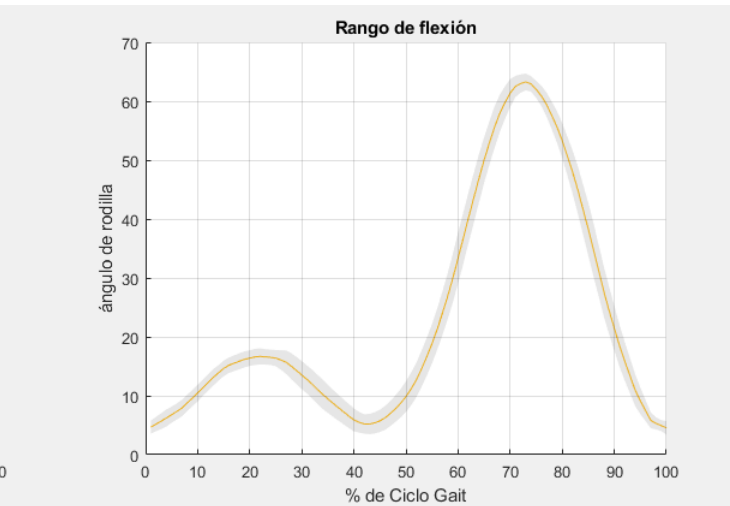
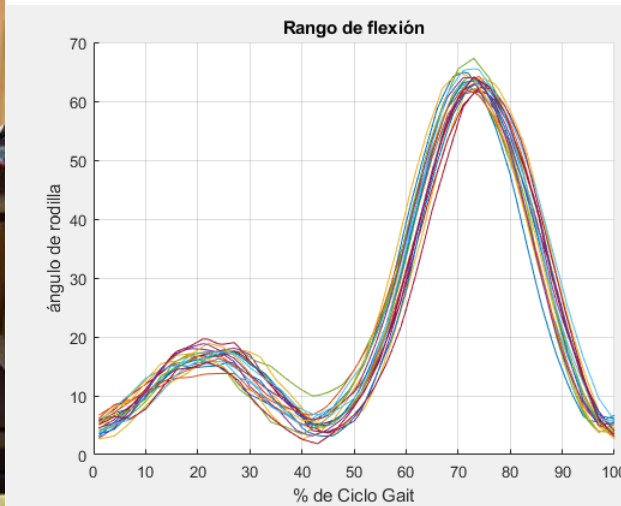
close all;
end

```

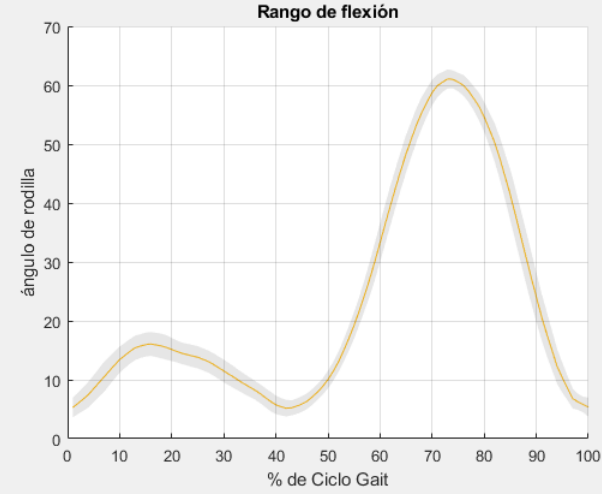
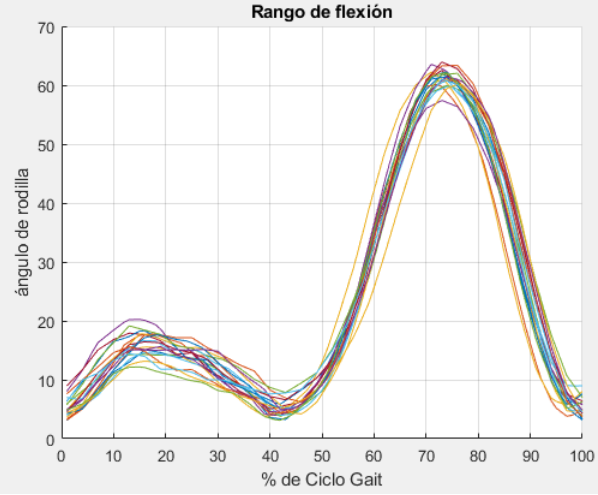
Anexo C - Experimentos con sujetos sanos



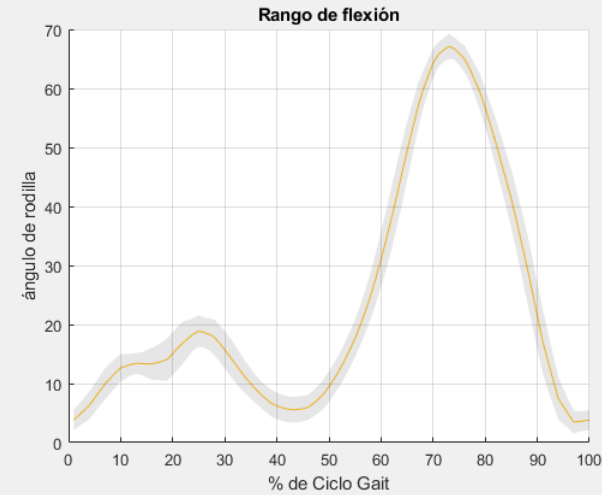
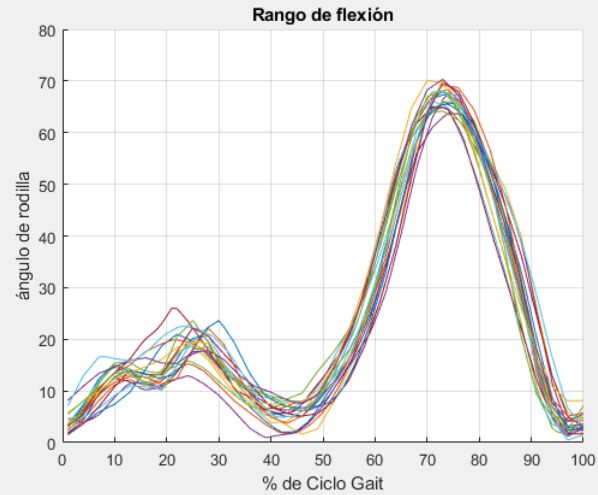
Anexo C. 1. Prueba en sujeto 'sano'. La prueba denota falta de extensión de la pierna cerca del 40% del ciclo.



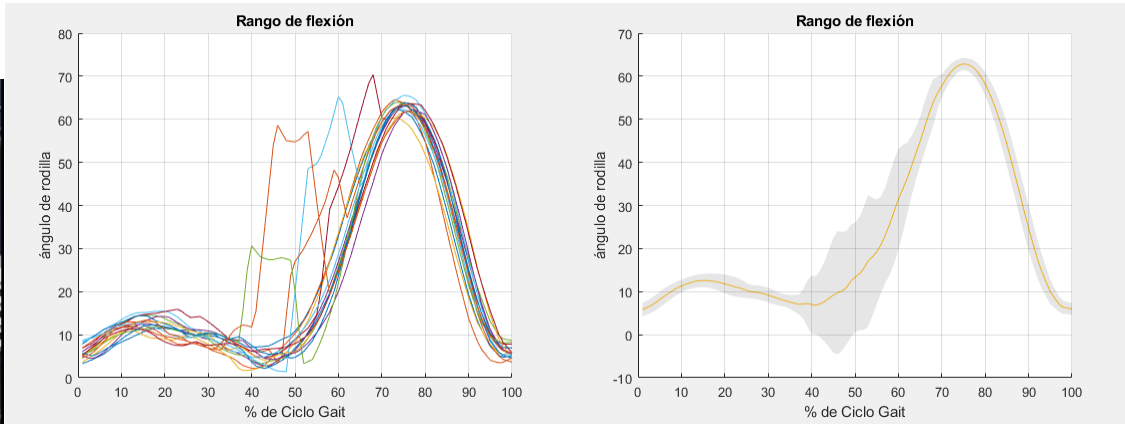
Anexo C. 2. Prueba en sujeto sano. Obstrucción por el brazo, lo cual provoca ruido alrededor del 20% del ciclo.



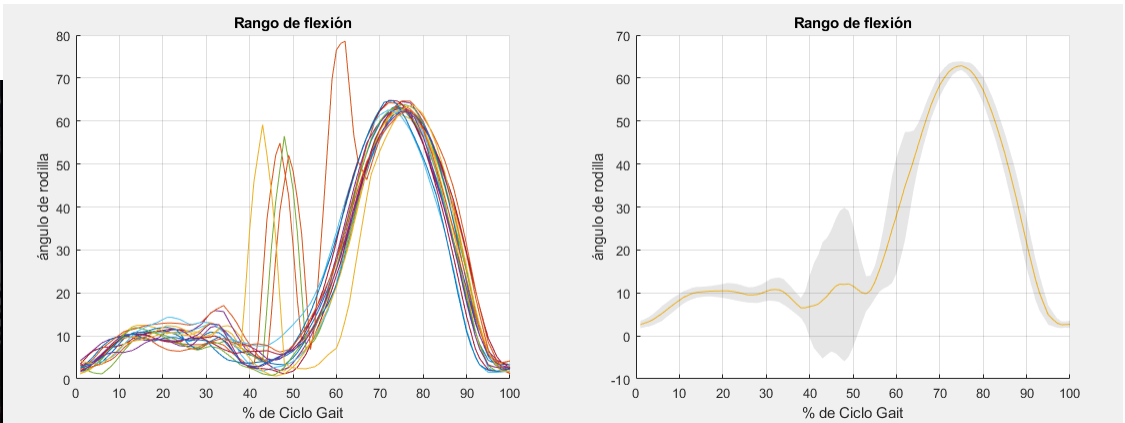
Anexo C. 3. Prueba en sujeto sano.



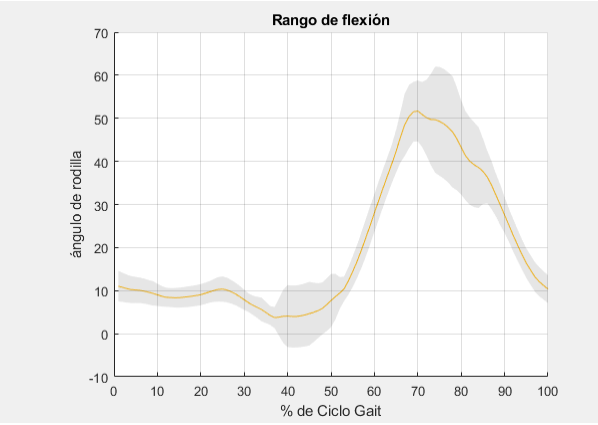
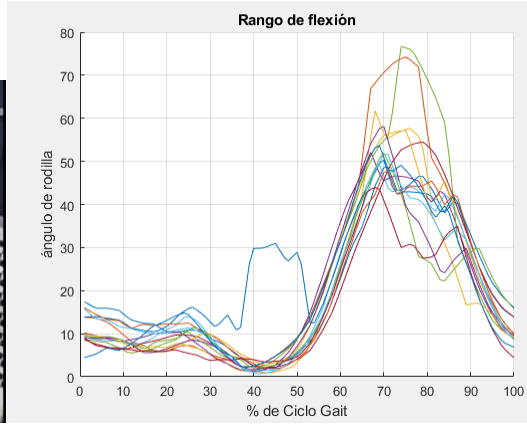
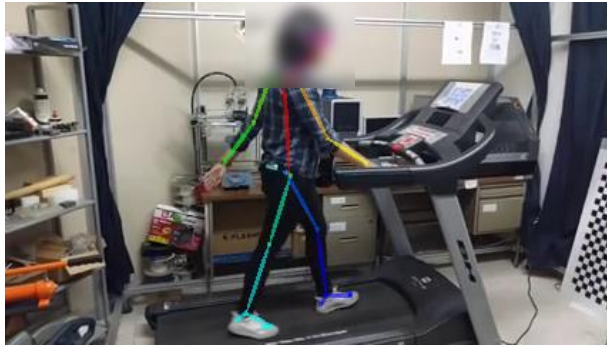
Anexo C. 4. Prueba en sujeto sano. Obstrucción por el braceo, lo cual provoca ruido alrededor del 20% del ciclo.



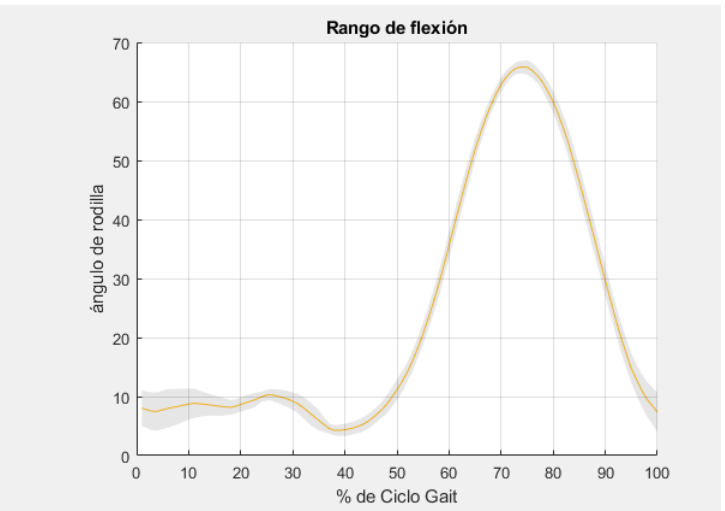
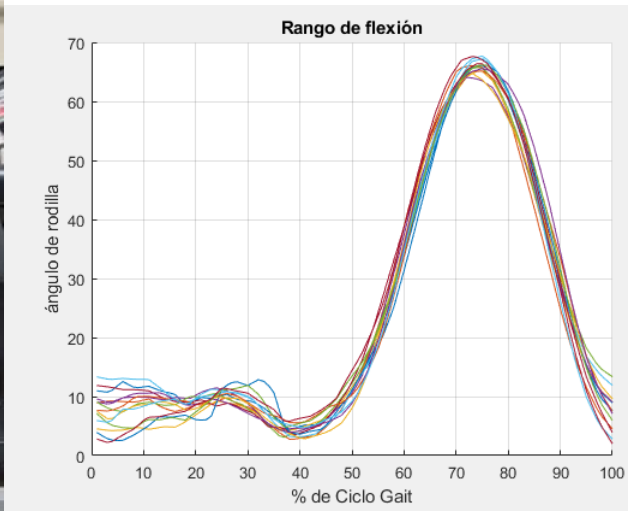
Anexo C. 5. Prueba en sujeto sano. Mala perspectiva; obstrucción del punto de cadera por brazo.



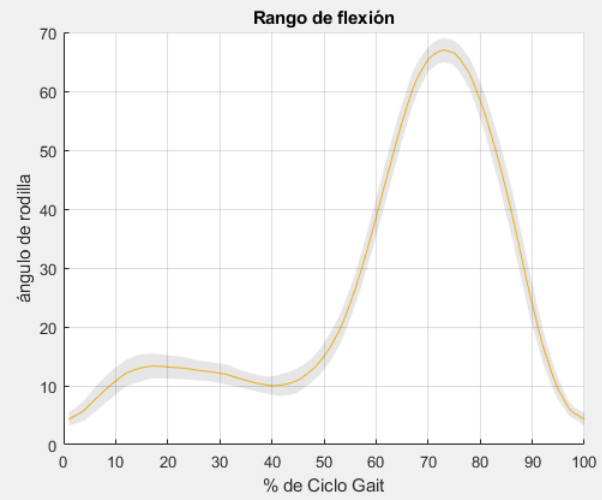
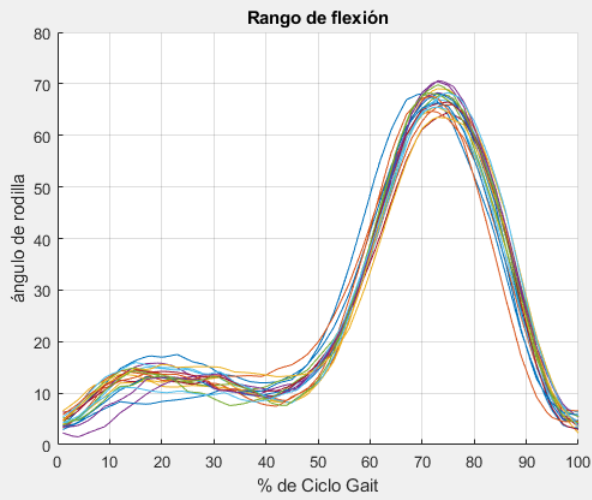
Anexo C. 6. Prueba en sujeto sano. Mala perspectiva.



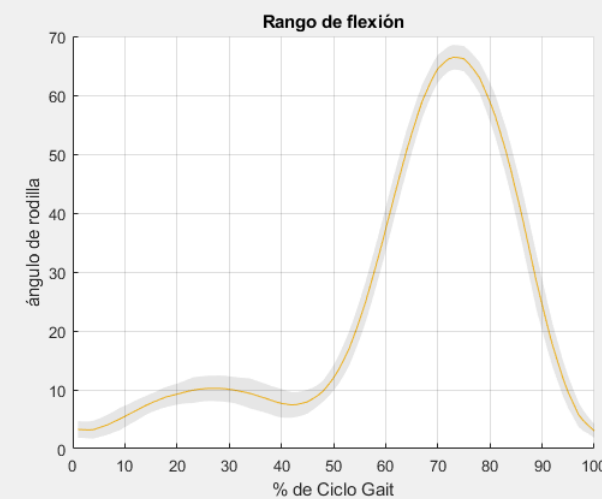
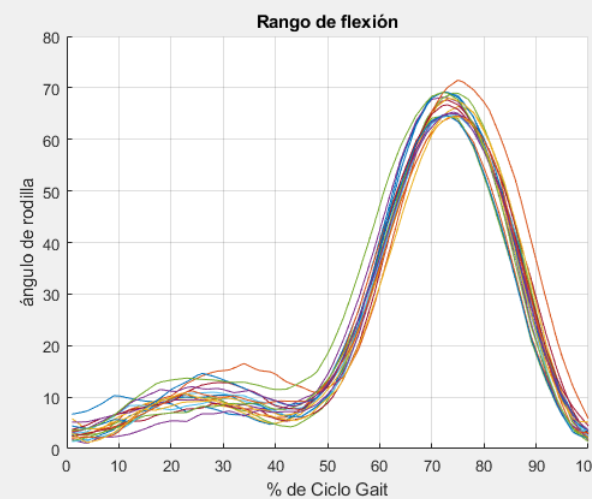
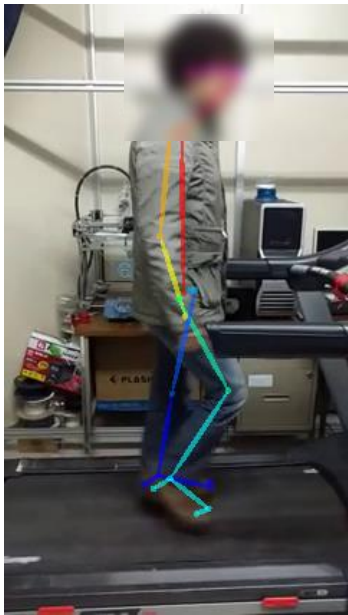
Anexo C. 7. Prueba en sujeto sano. Mala perspectiva; caminado lento; pantalón totalmente negro; obstrucción del punto de cadera por braceo.



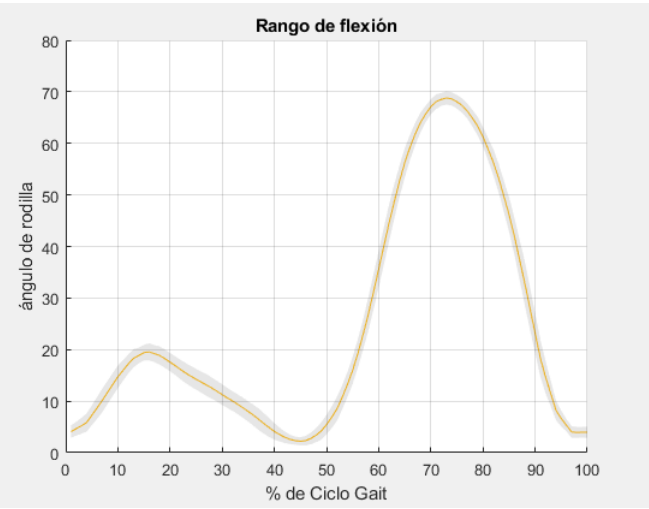
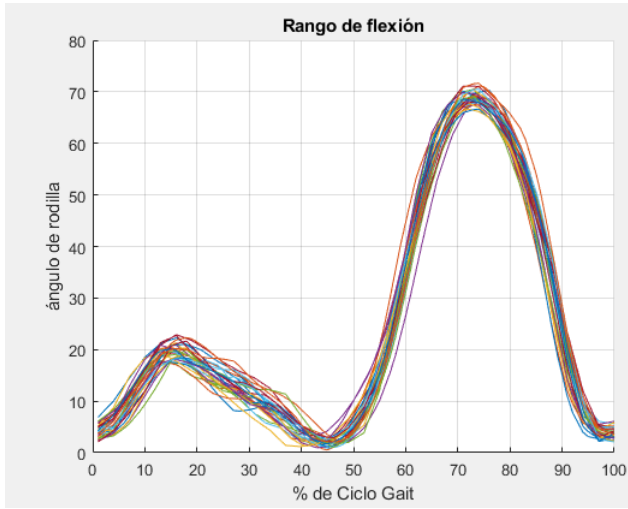
Anexo C. 8. Prueba en sujeto sano. Corrección de la perspectiva sagital; caminado lento; pantalón totalmente negro; obstrucción constante del descansa brazos sobre el punto de cadera.



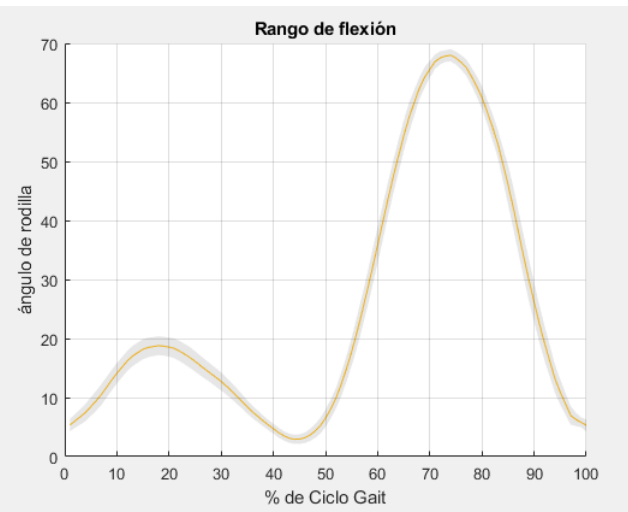
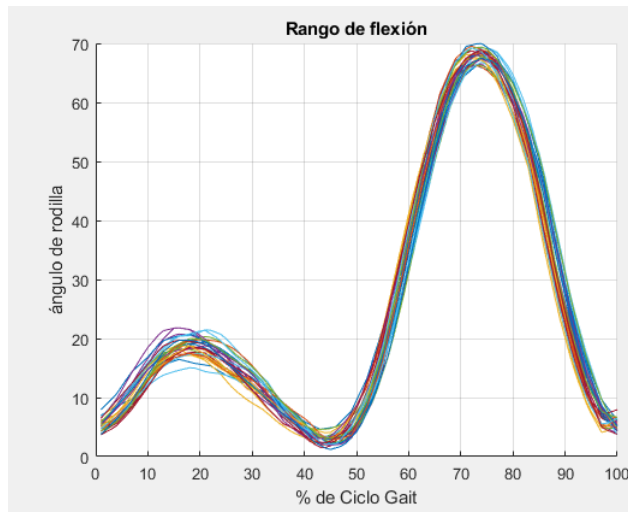
Anexo C. 9. Prueba en sujeto sano.



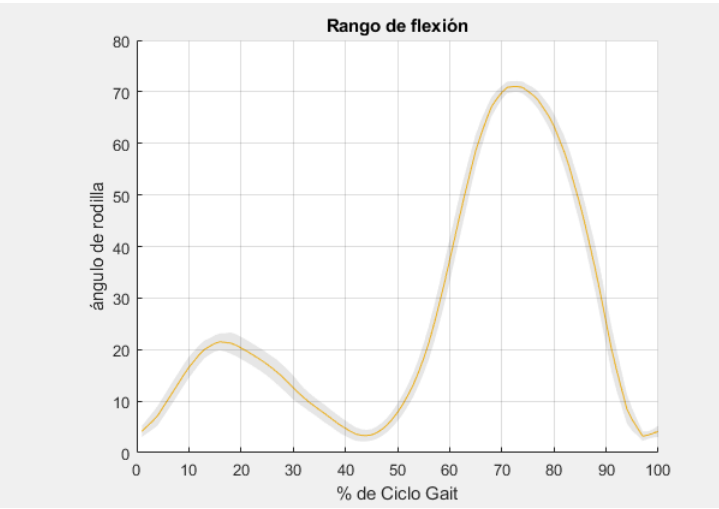
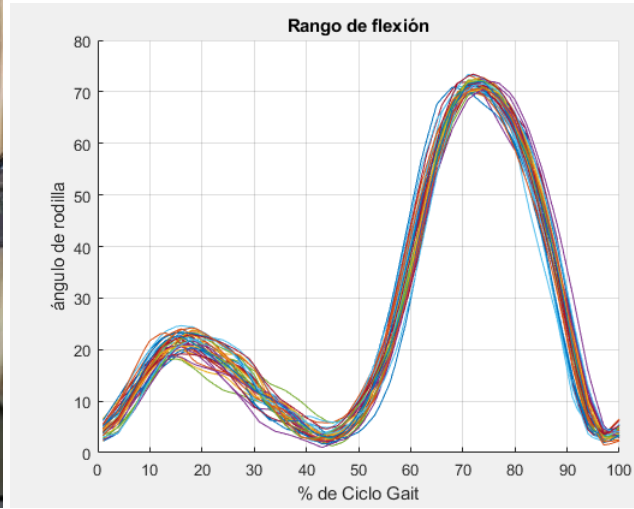
Anexo C. 10. Prueba en sujeto sano. Obstrucción del punto de cadera por brazo.



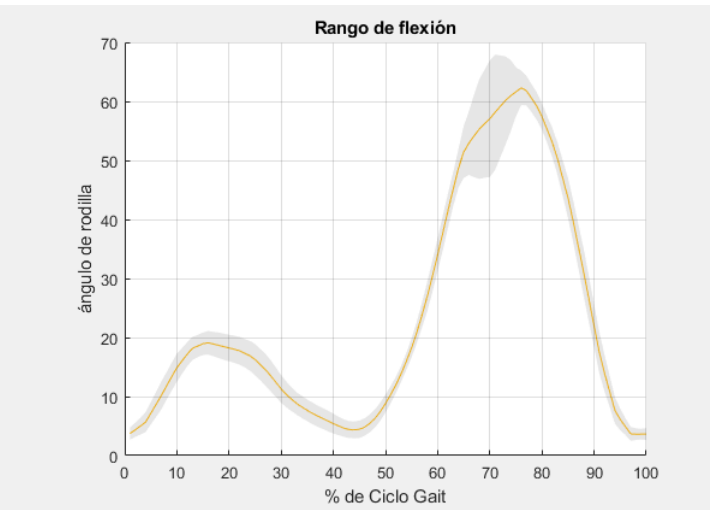
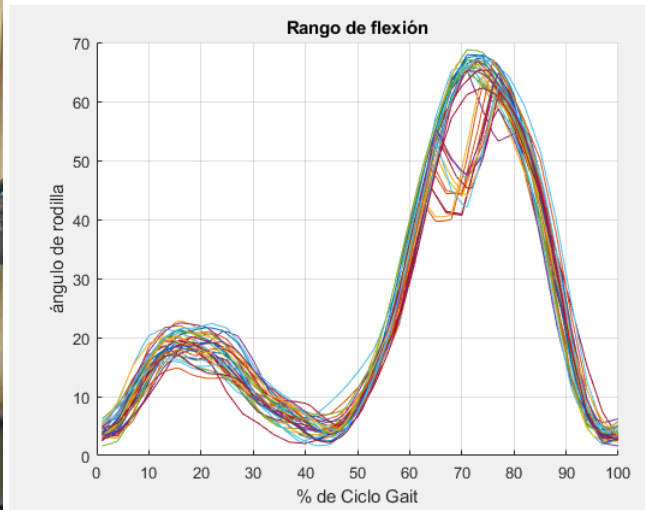
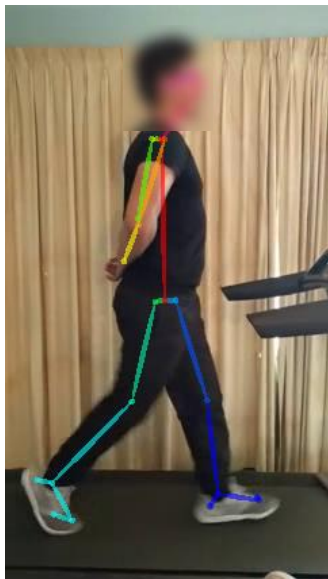
Anexo C. 11. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora.



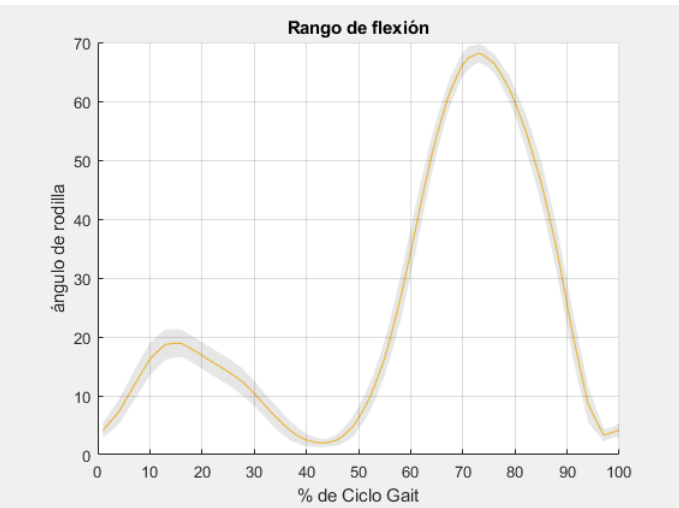
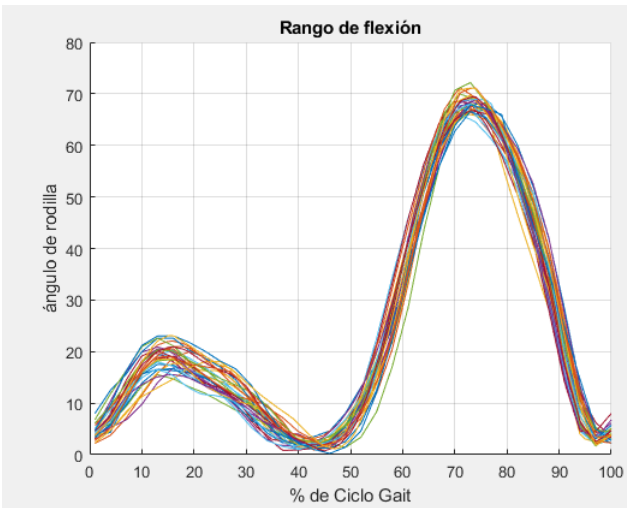
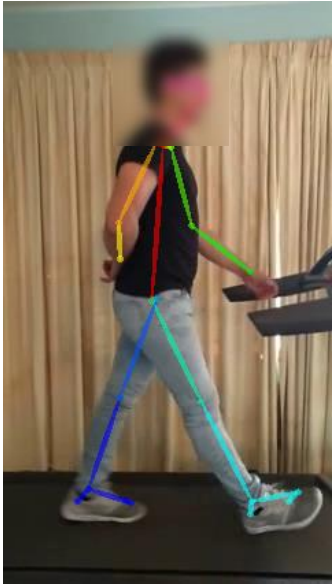
Anexo C. 12. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora.



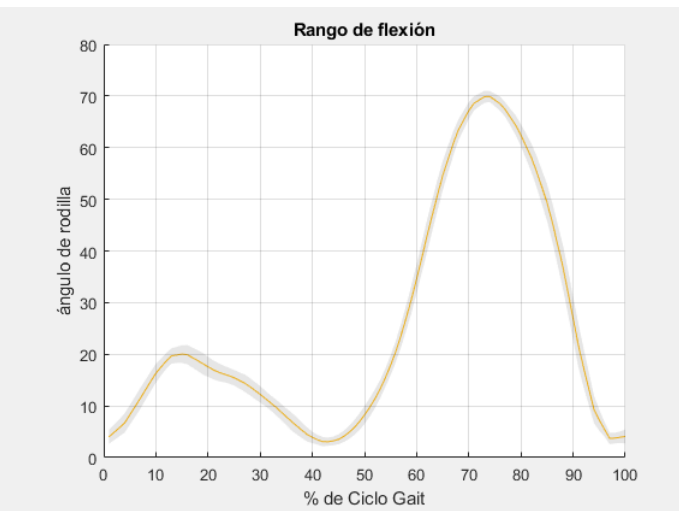
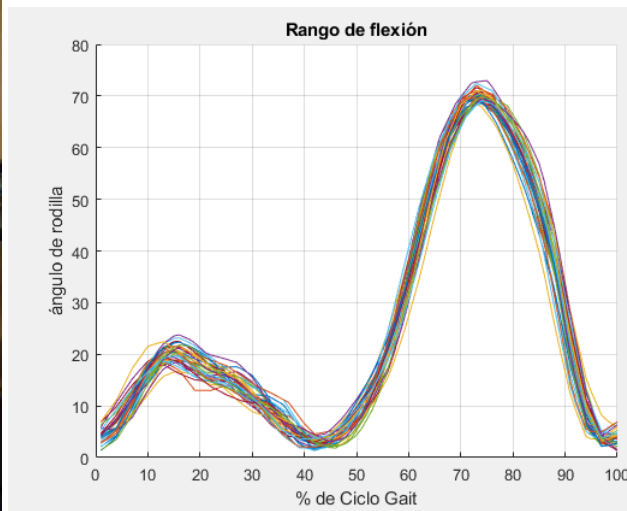
Anexo C. 13. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir.



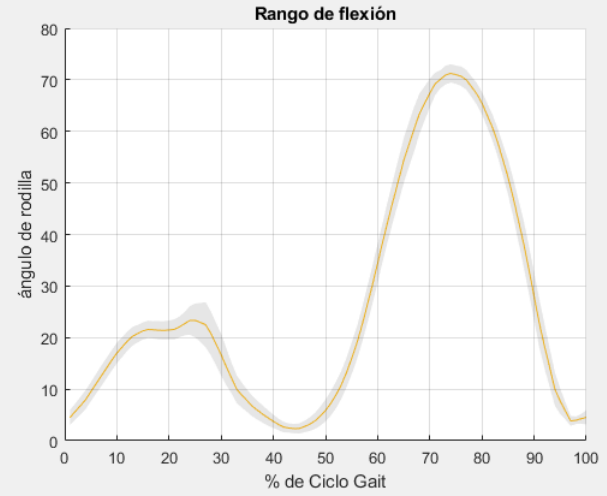
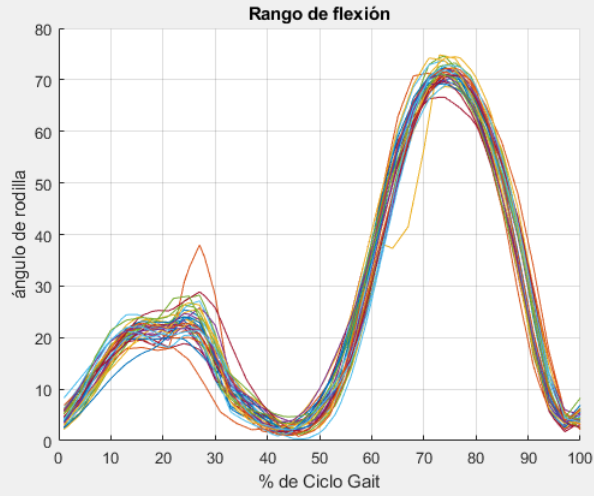
Anexo C. 14. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón oscuro reflectivo.



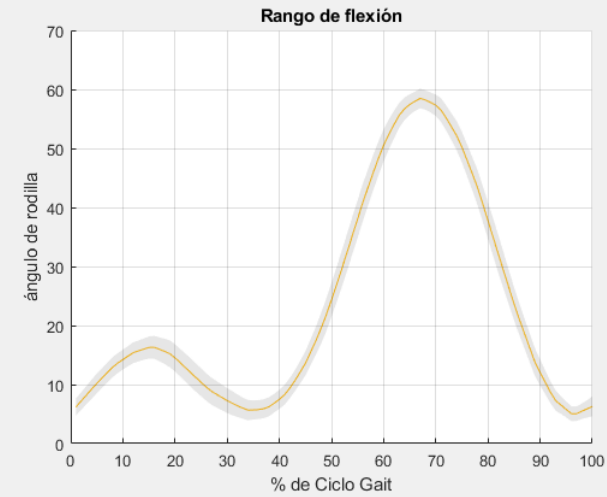
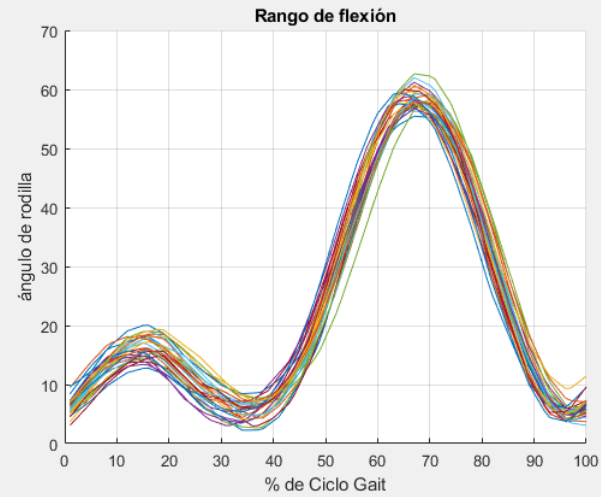
Anexo C. 15. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón claro.



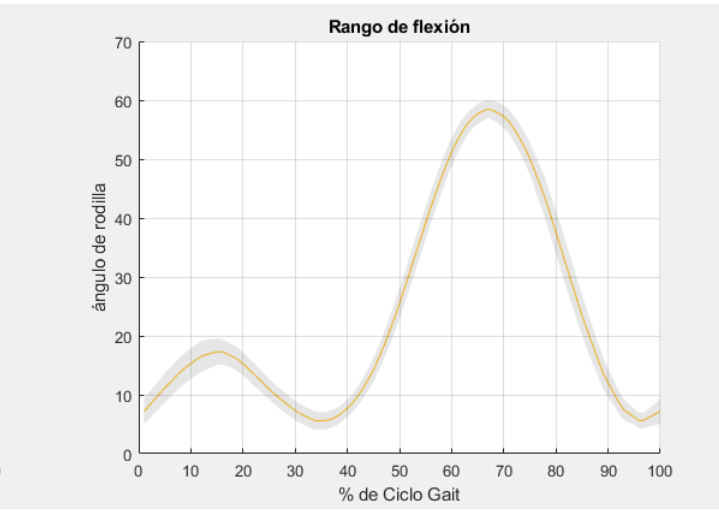
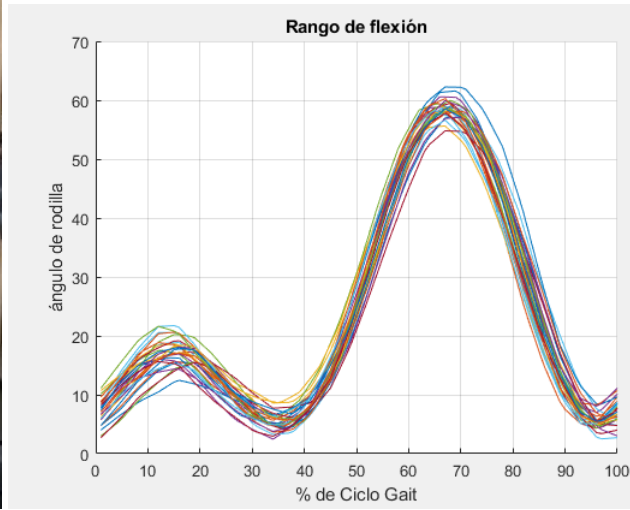
Anexo C. 16. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón claro con diferente iluminación.



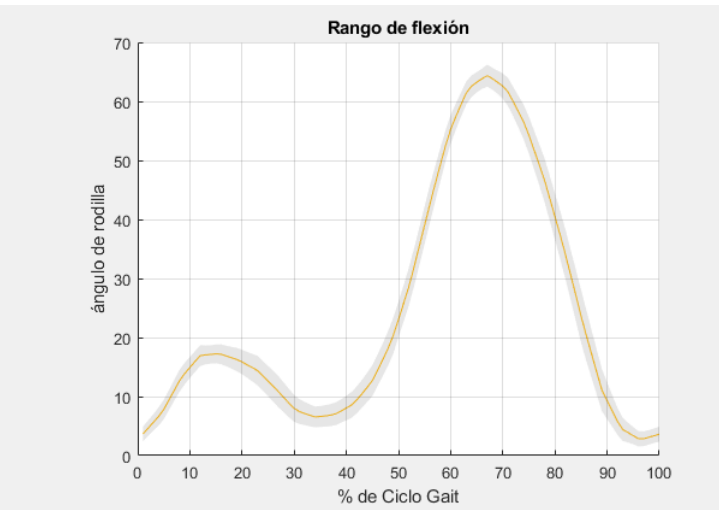
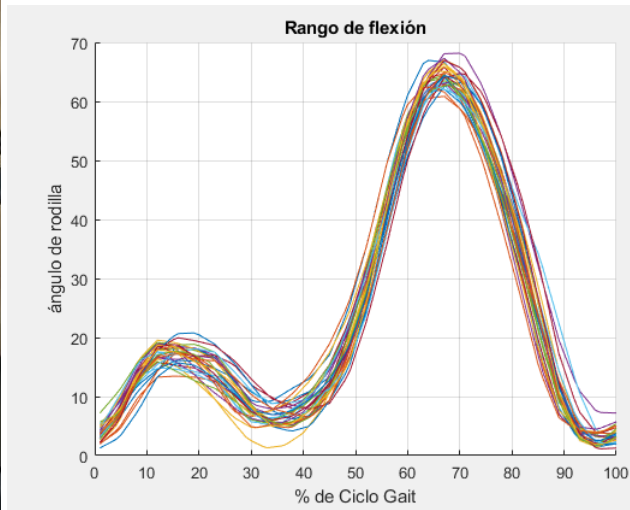
Anexo C. 17. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón oscuro. Problemas en el cruce de piernas.



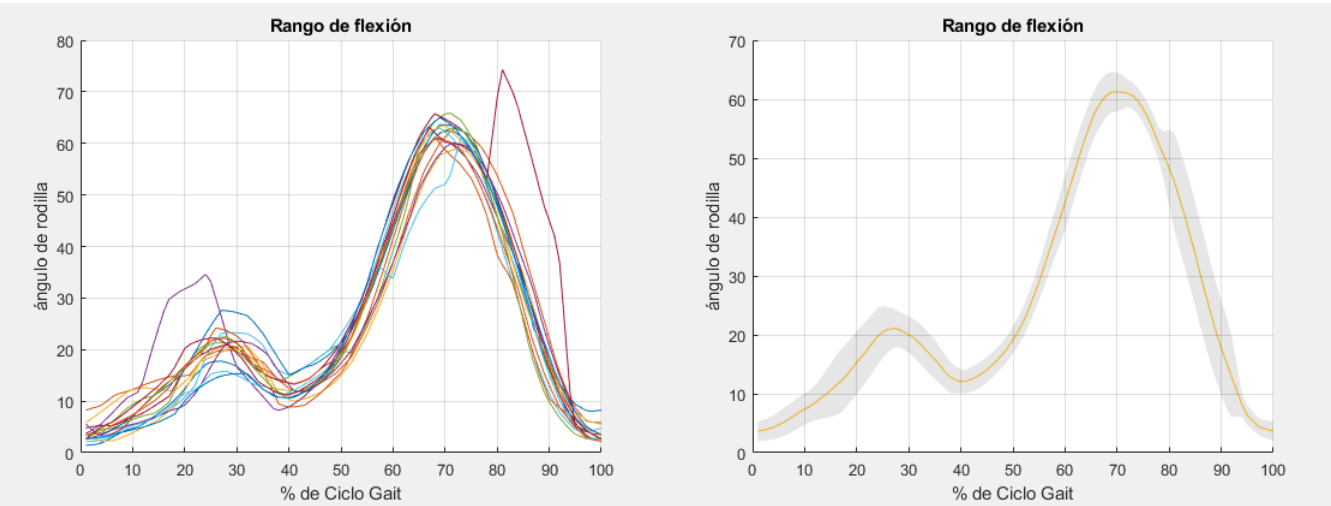
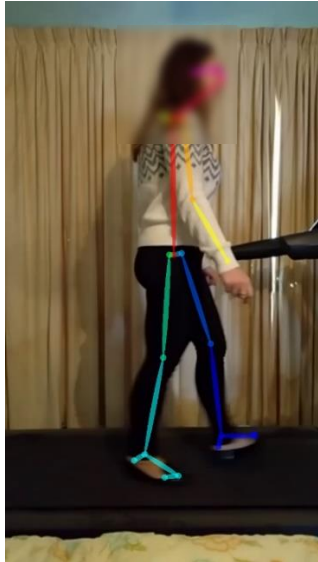
Anexo C. 18. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora.



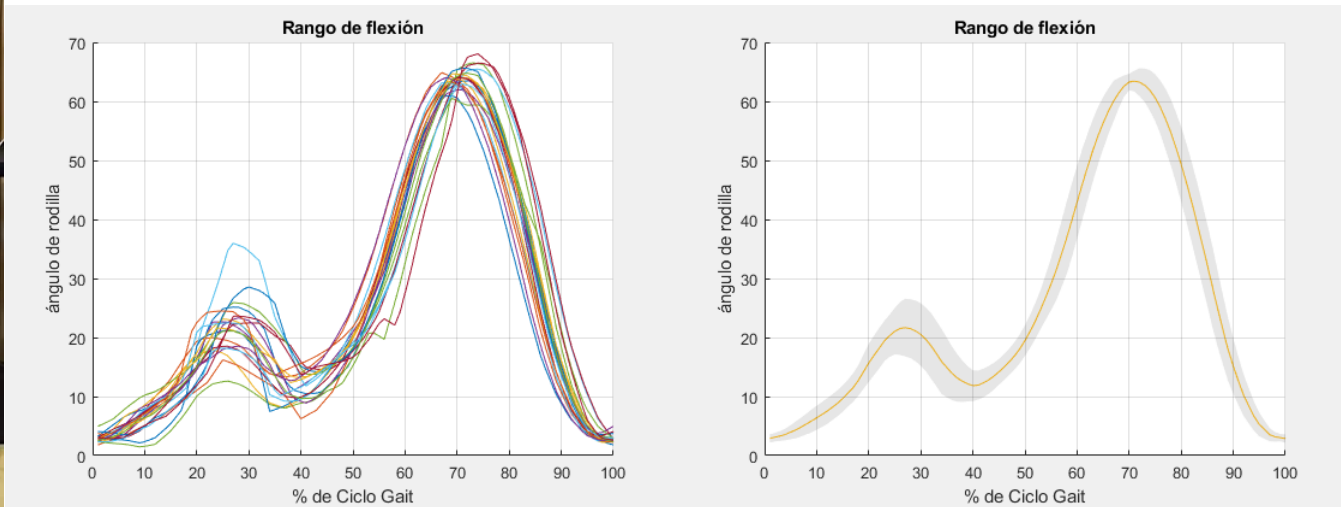
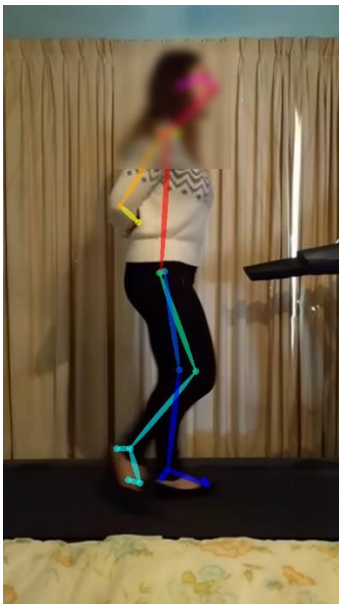
Anexo C. 19. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora.



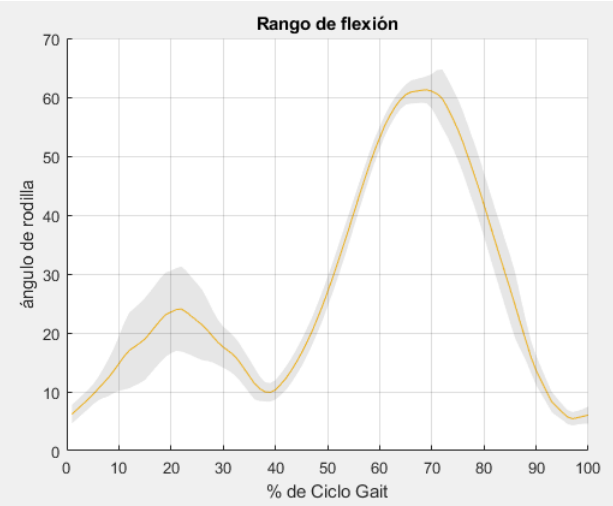
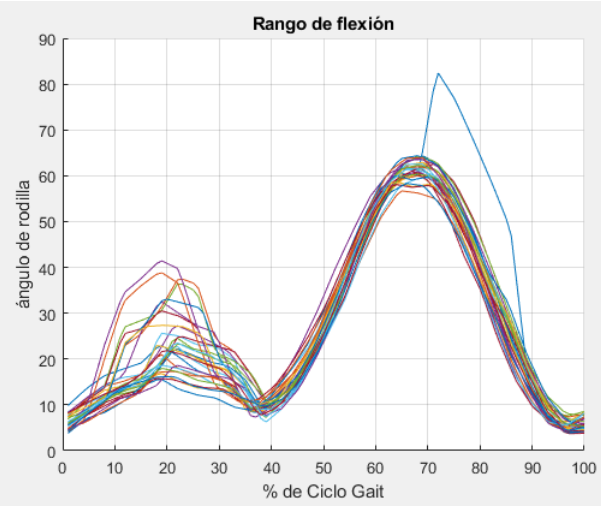
Anexo C. 20. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir.



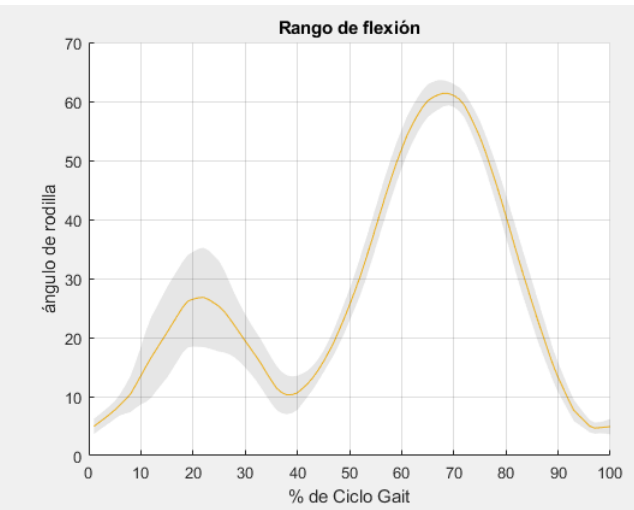
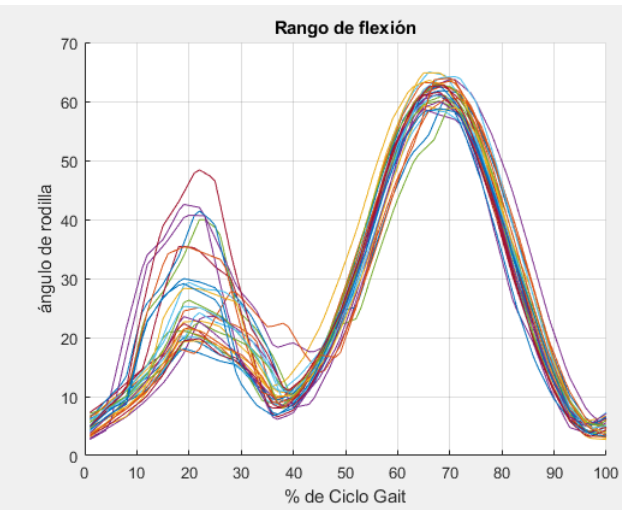
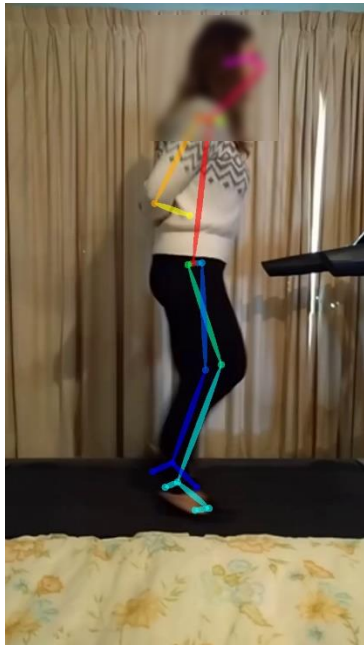
Anexo C. 21. Prueba en sujeto sano. Prueba a baja velocidad, con braceo.



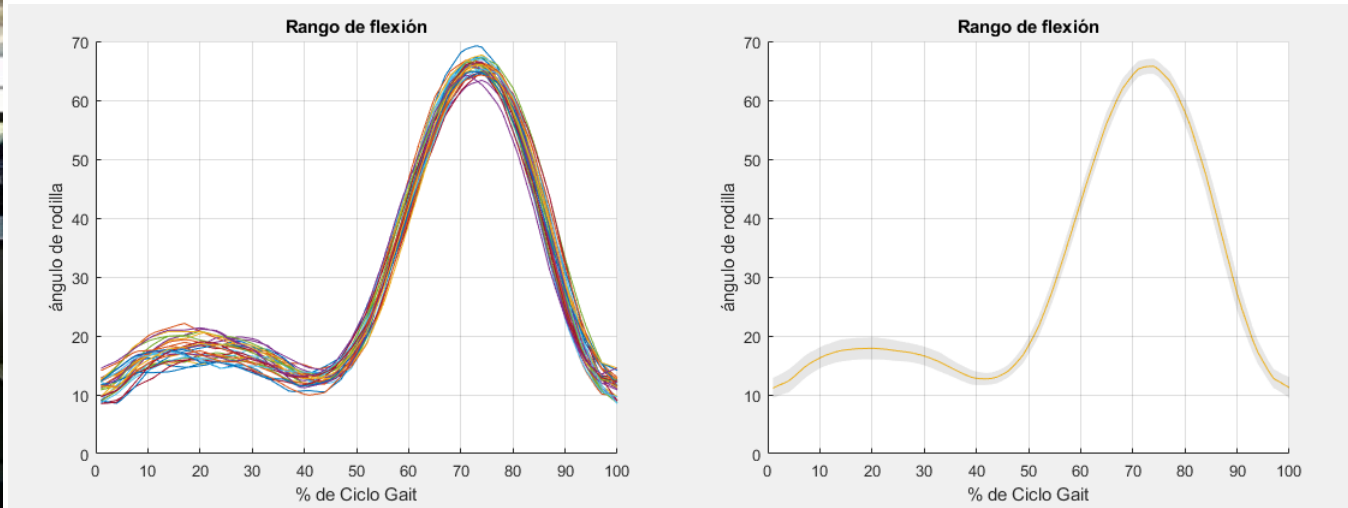
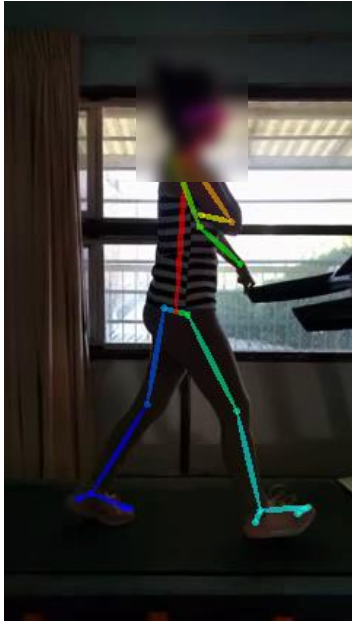
Anexo C. 22. Prueba en sujeto sano. Prueba a baja velocidad, sin braceo.



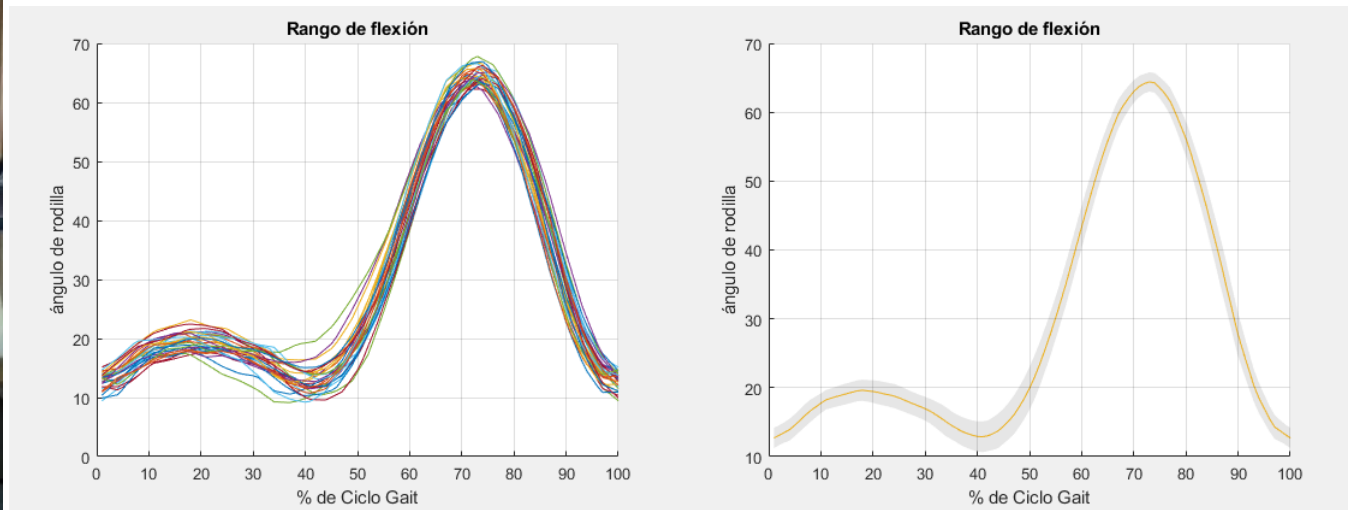
Anexo C. 23. Prueba en sujeto sano. Prueba a velocidad natural para el sujeto, con braceo.



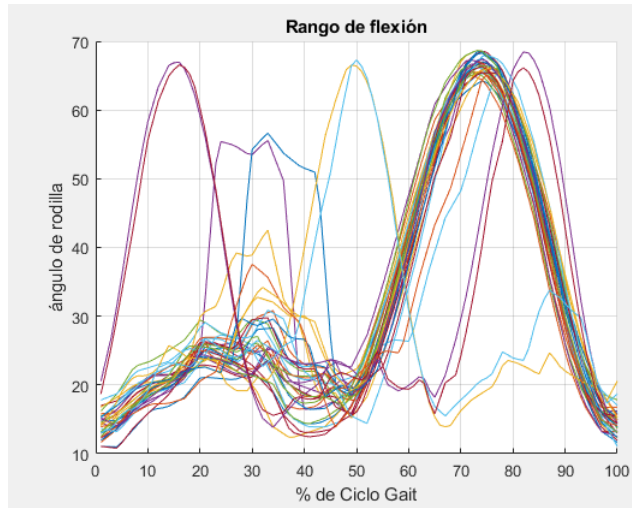
Anexo C. 24. Prueba en sujeto sano. Prueba a velocidad natural para el sujeto, sin braceo.



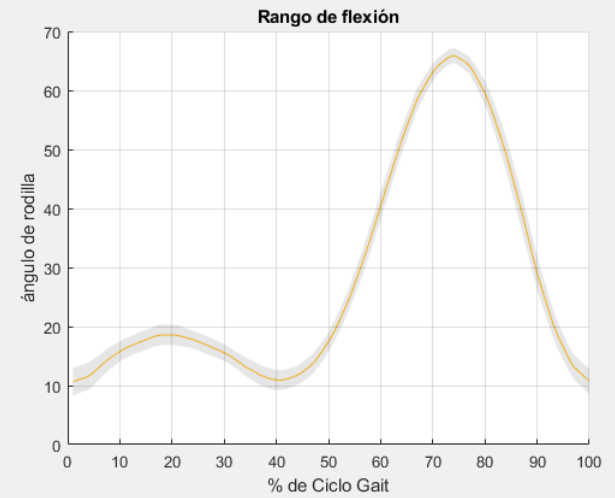
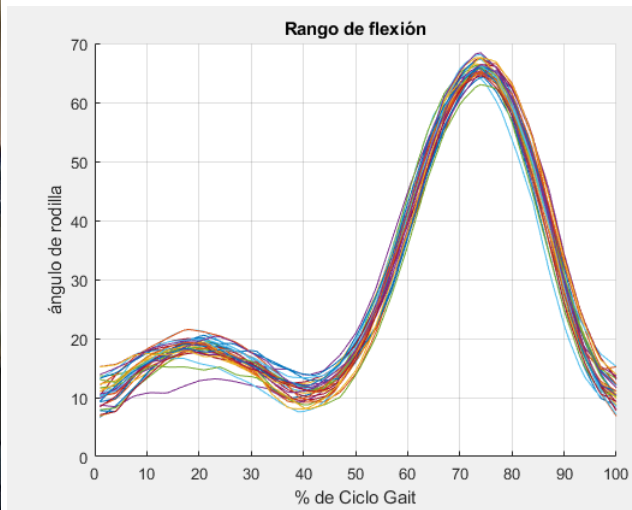
Anexo C. 25. Prueba en sujeto sano. Prueba a contraluz.



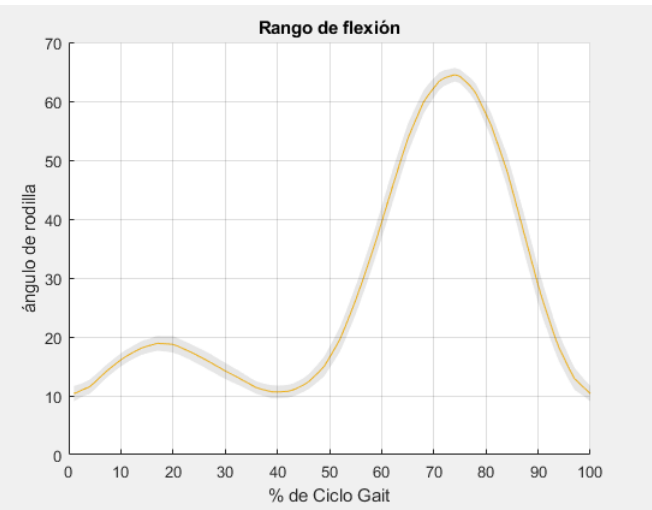
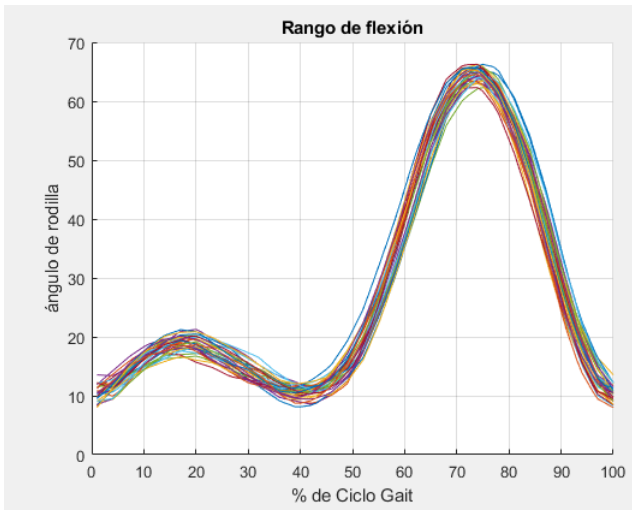
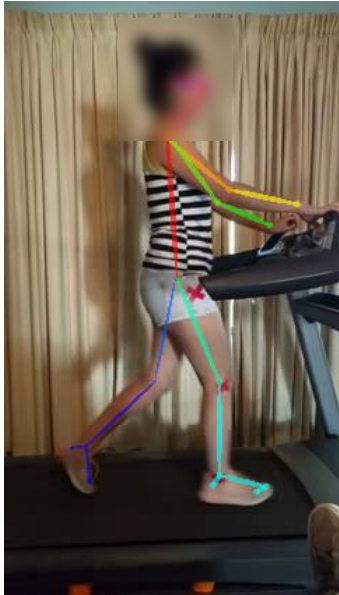
Anexo C. 26. Prueba en sujeto sano. Prueba bajo condiciones de luz "normales".



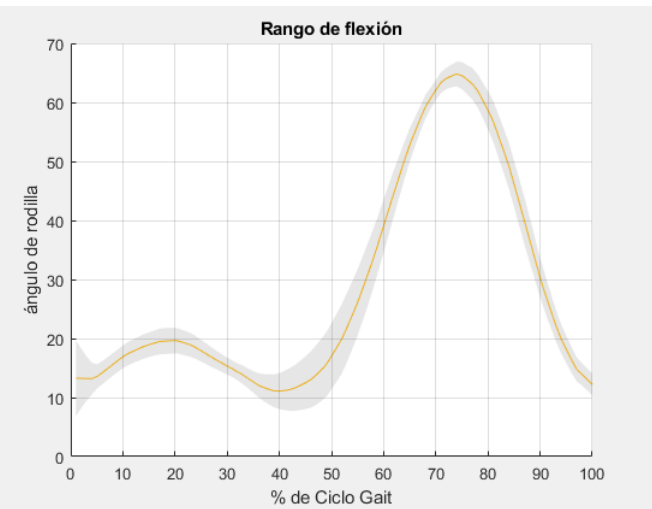
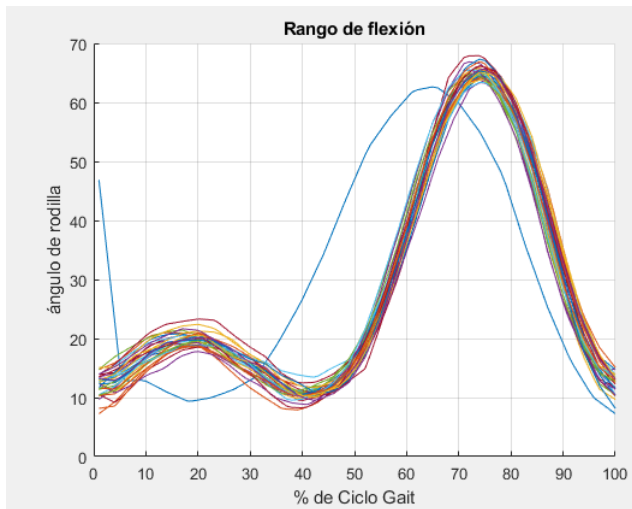
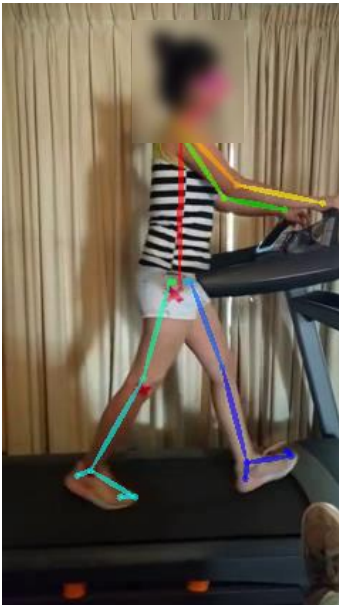
Anexo C. 27. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón oscuro.



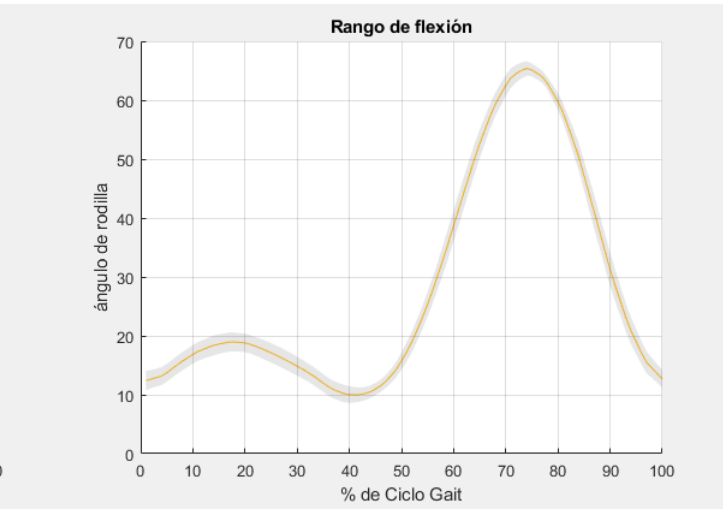
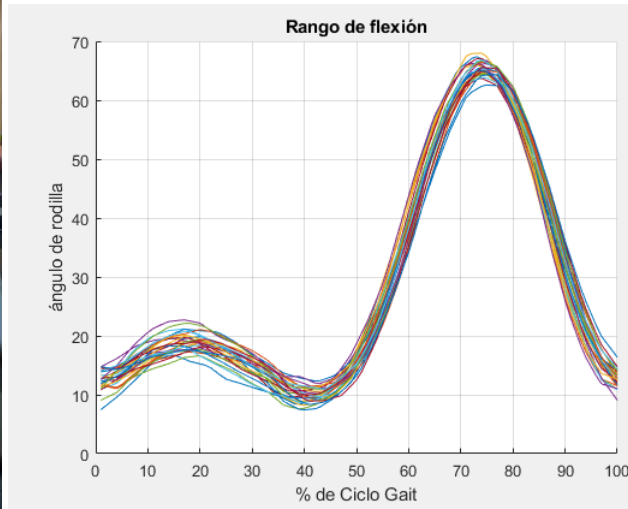
Anexo C. 28. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón gris.



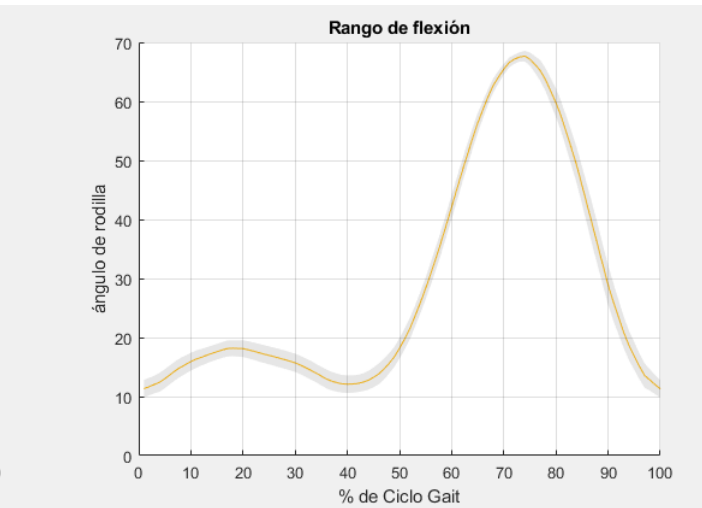
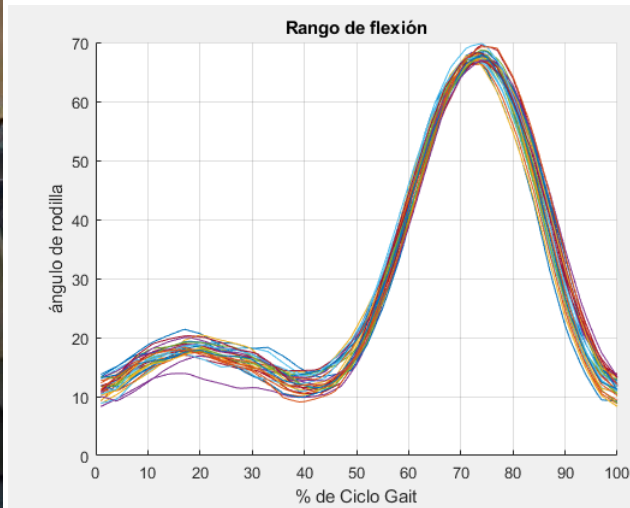
Anexo C. 29. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora.



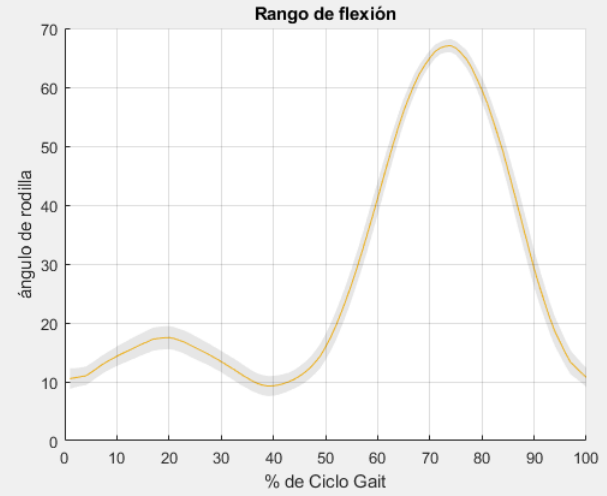
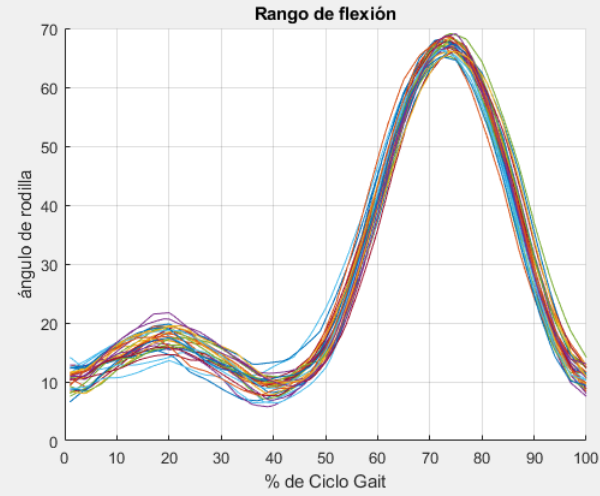
Anexo C. 30. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora.



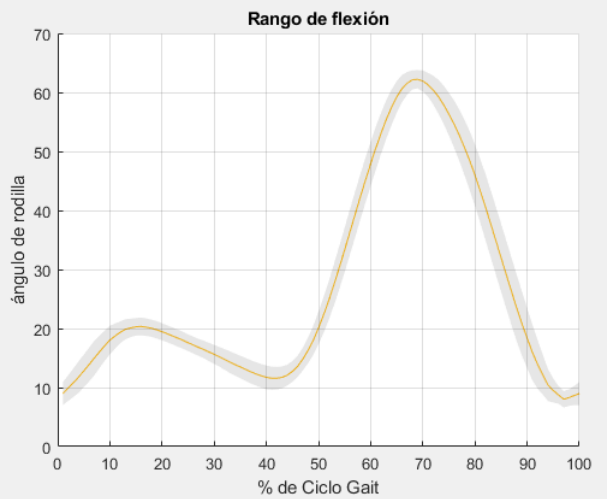
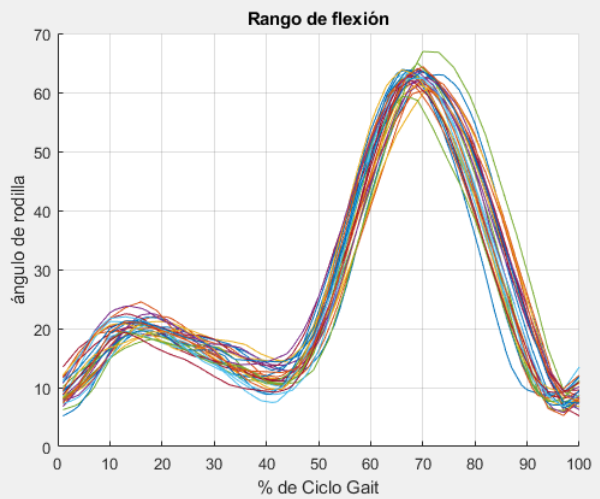
Anexo C. 31. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir.



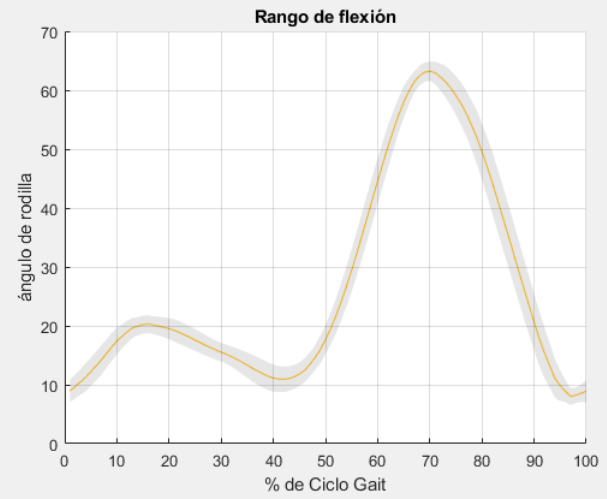
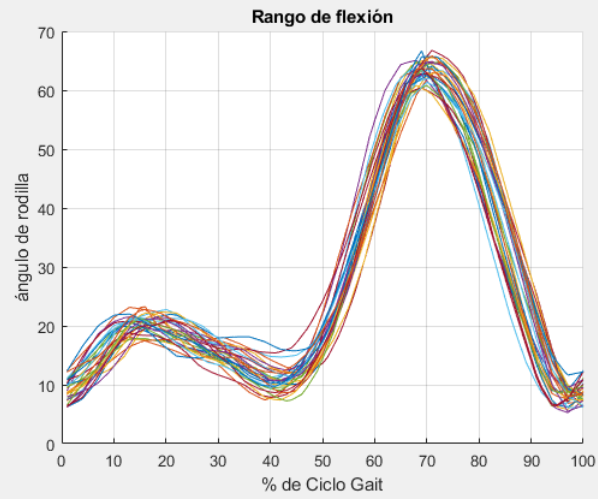
Anexo C. 32. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar, volverse a subir y haber estado un tiempo en la caminadora.



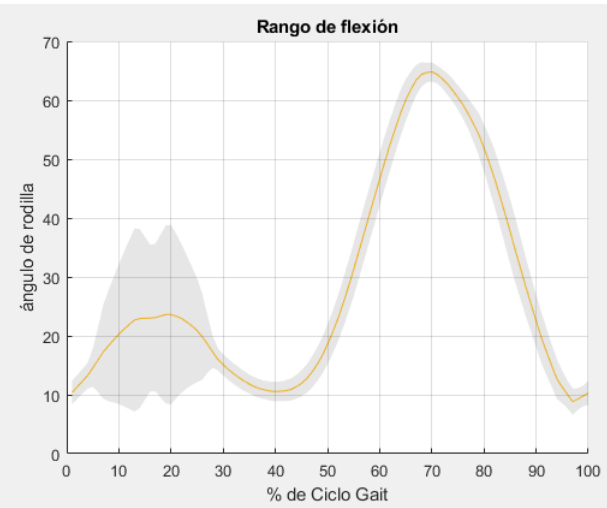
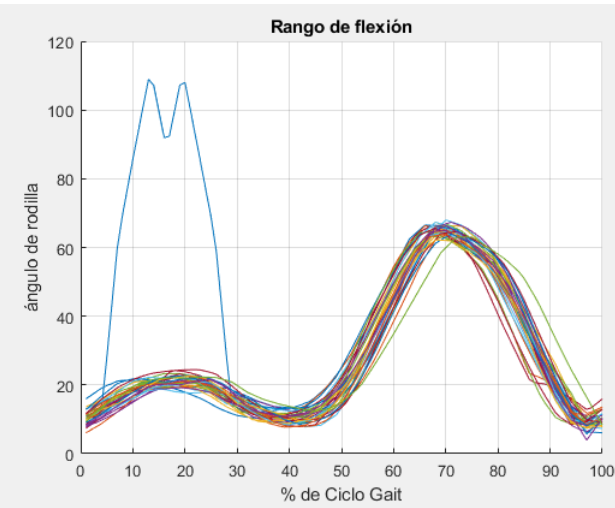
Anexo C. 33. Prueba en sujeto sano. Prueba con short oscuro.



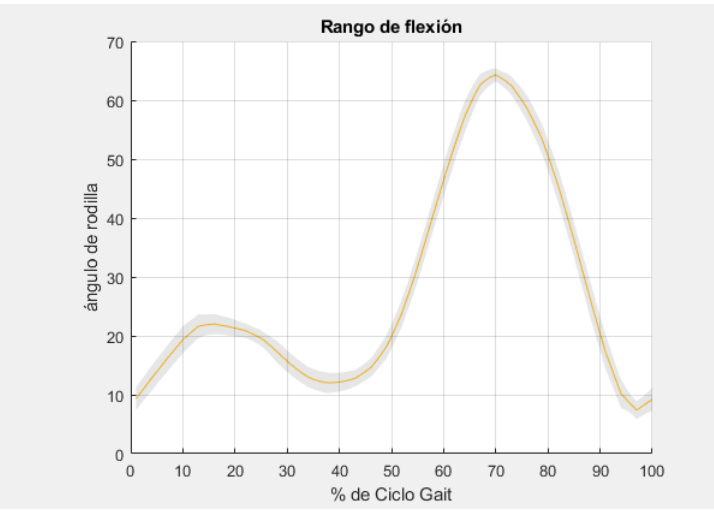
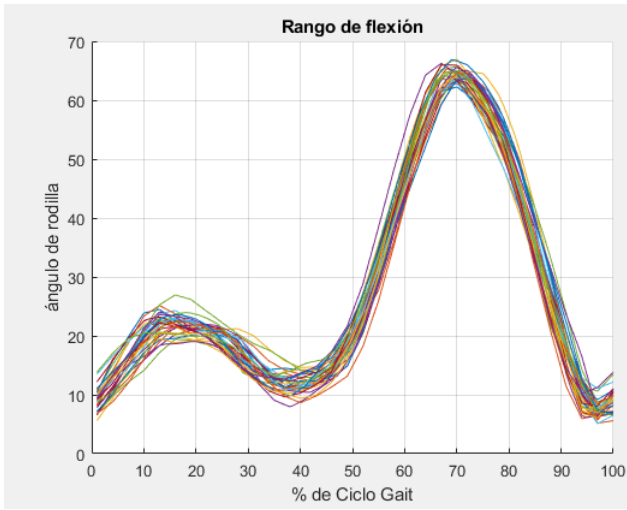
Anexo C. 34. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora.



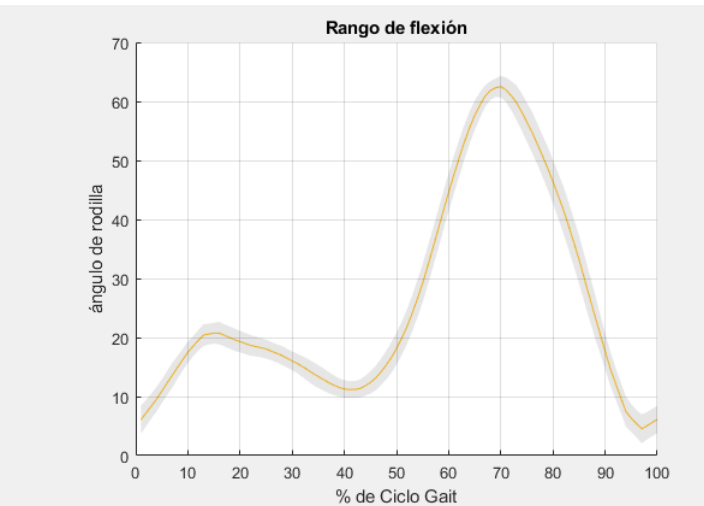
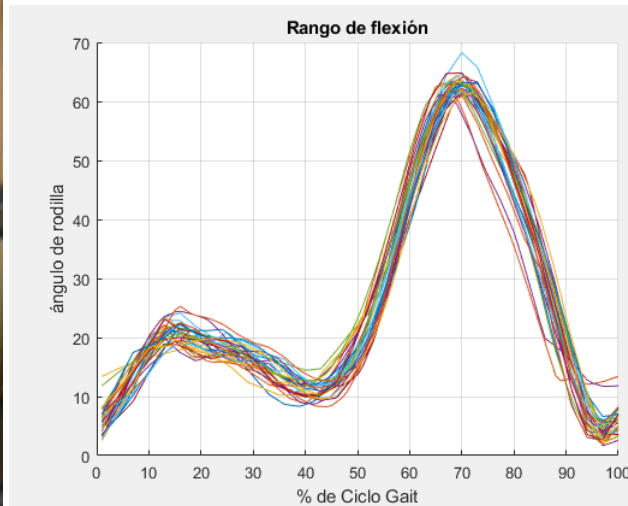
Anexo C. 35. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora.



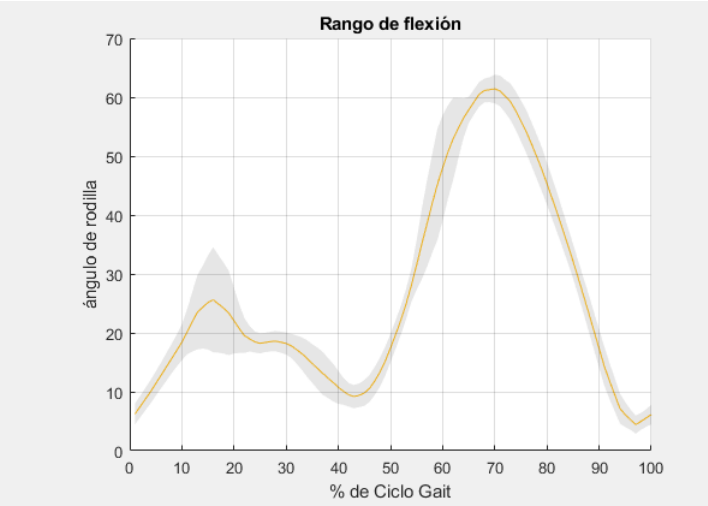
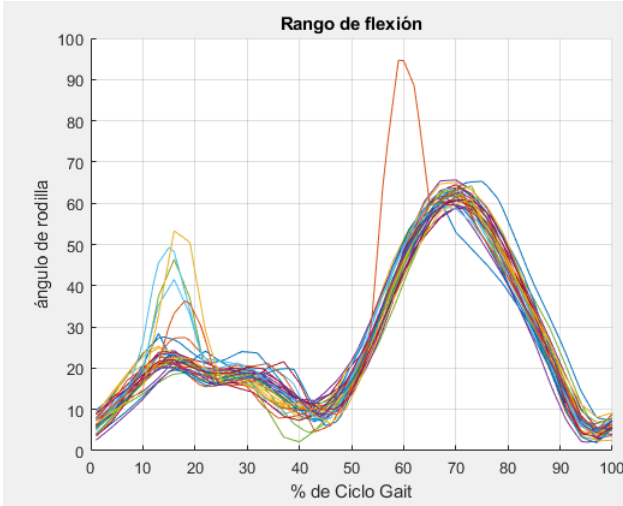
Anexo C. 36. Prueba en sujeto sano. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir.



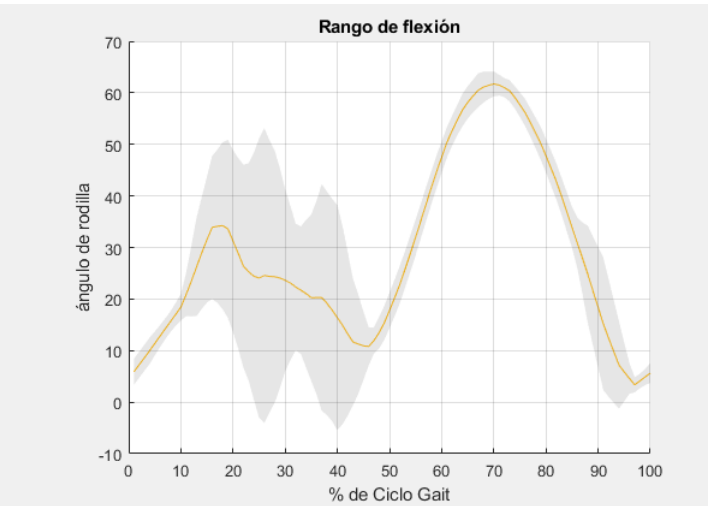
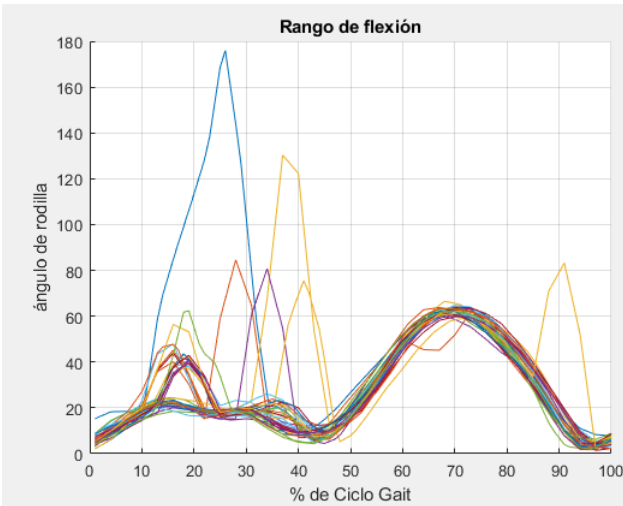
Anexo C. 37. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón azul oscuro.



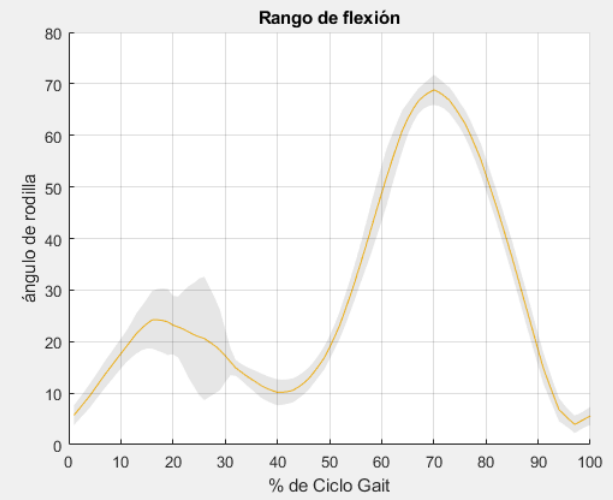
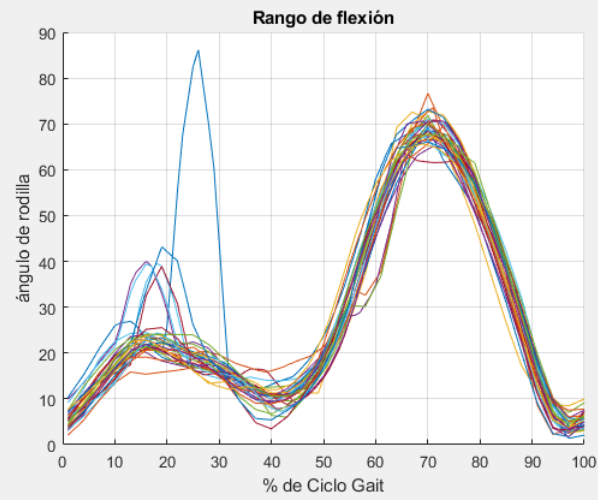
Anexo C. 38. Prueba en sujeto sano. Prueba con pantalón holgado. El pantalón holgado muestra más extensión en la zona cercana al 100%.



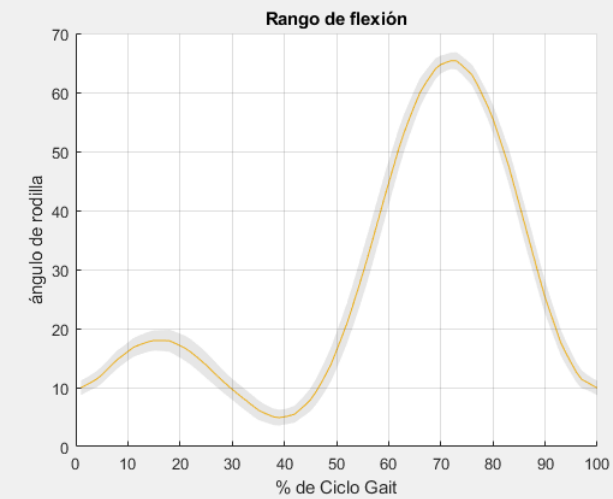
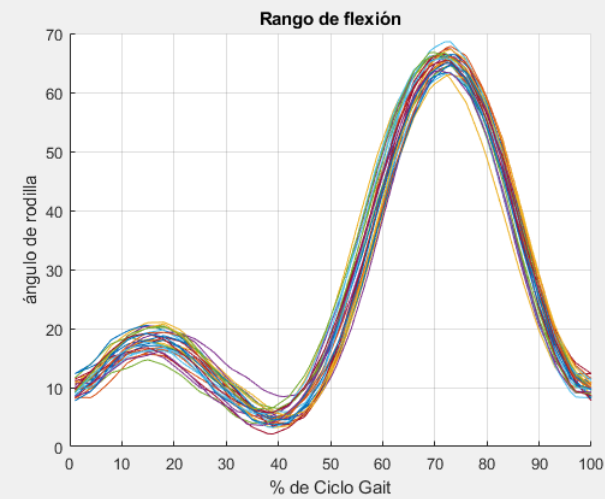
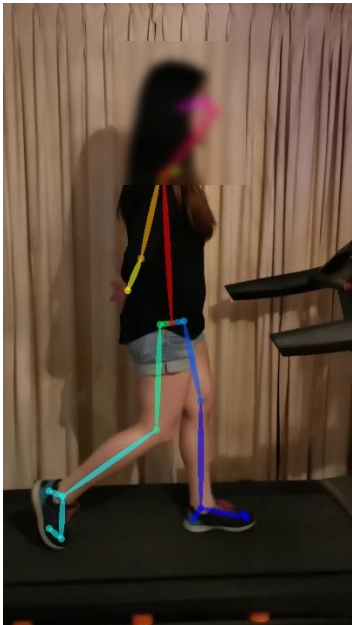
Anexo C. 39. Prueba en sujeto sano. Prueba al momento de apenas subirse a la caminadora; con short holgado.



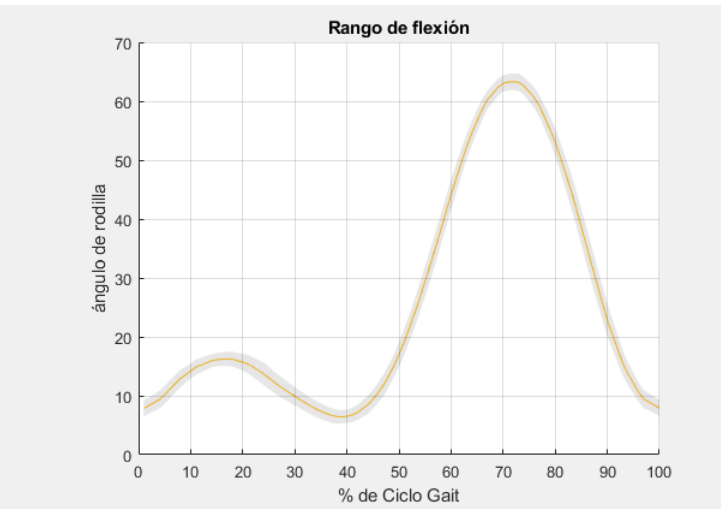
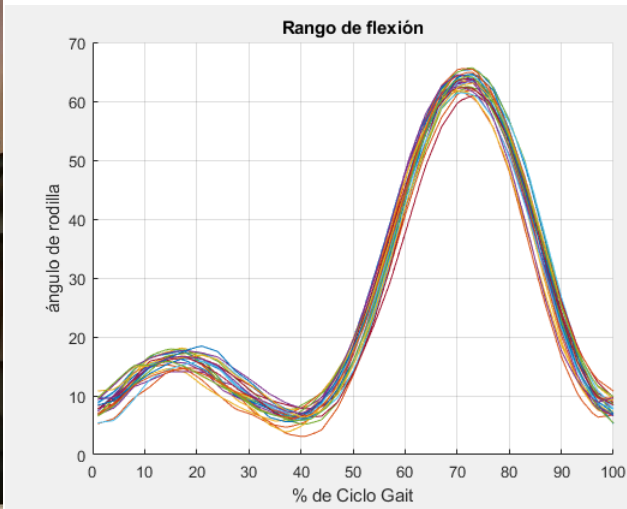
Anexo C. 40. Prueba en sujeto sano. Prueba después de un tiempo de estar en la caminadora; con short holgado.



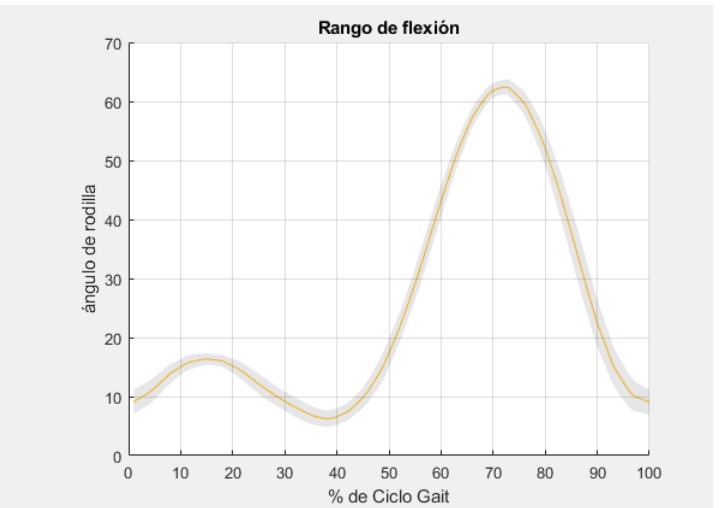
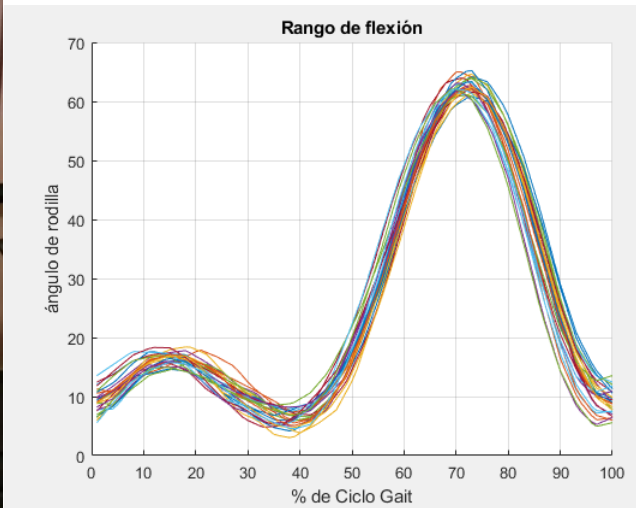
Anexo C. 41. Prueba después de haber estado un tiempo en la caminadora, bajarse a descansar y volverse a subir; con short holgado.



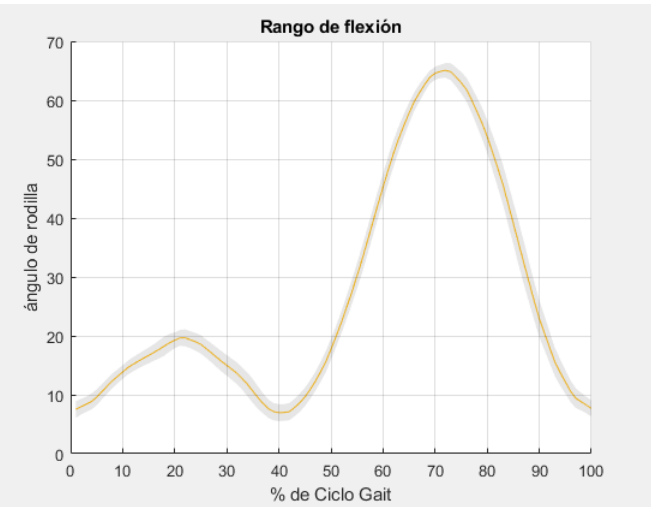
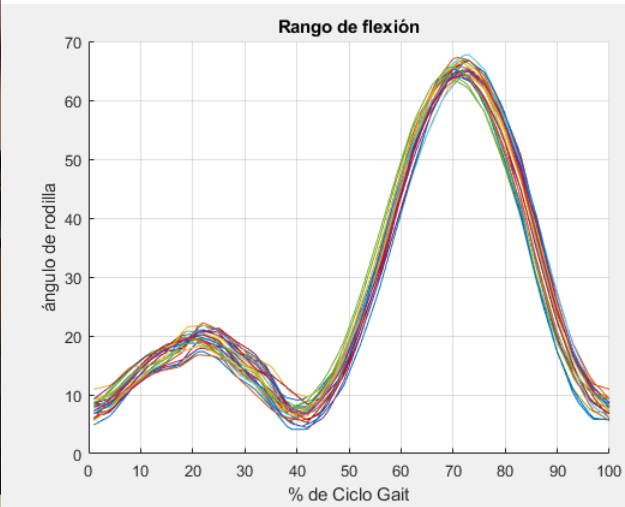
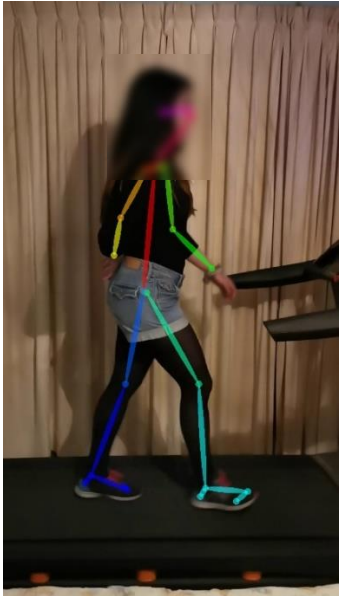
Anexo C. 42. Prueba en sujeto sano.



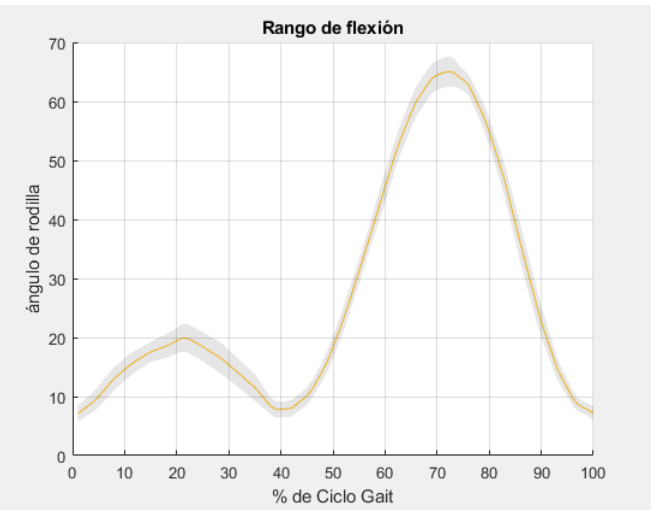
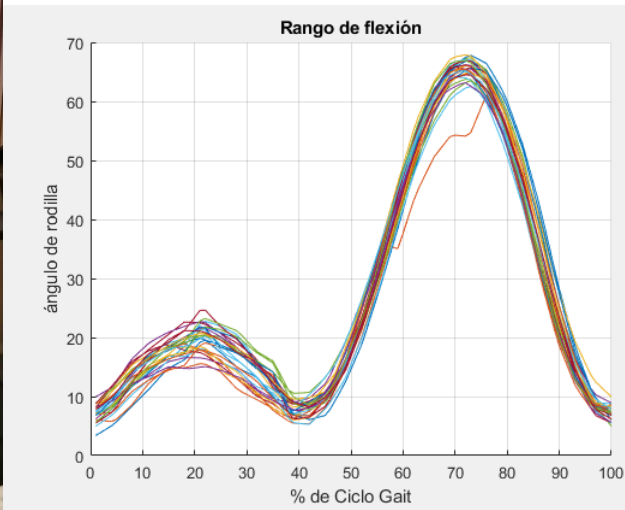
Anexo C. 43. Prueba en sujeto sano. Prueba con las mejores condiciones para el sistema.



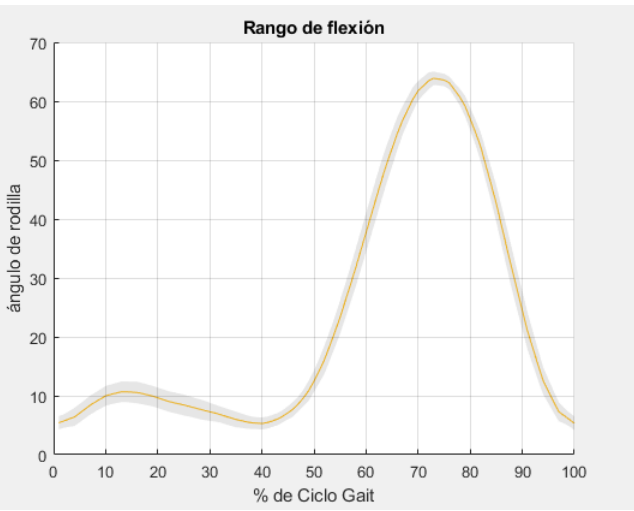
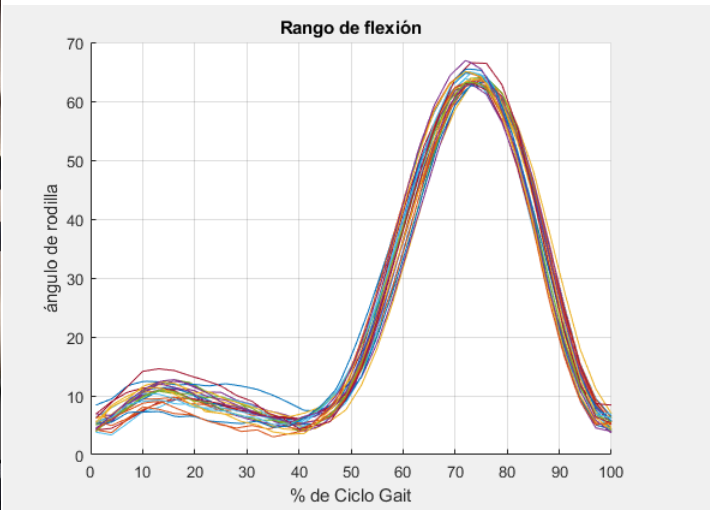
Anexo C. 44. Prueba en sujeto sano. Prueba con las mejores condiciones para el sistema.



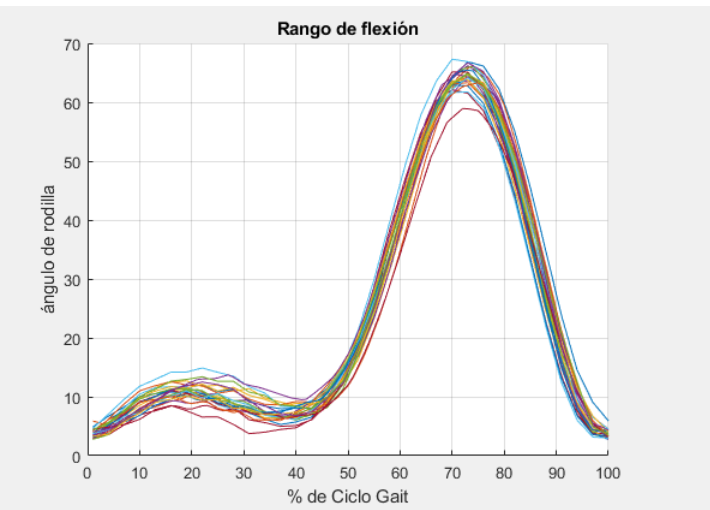
Anexo C. 45. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia para rodilla y tobillo.



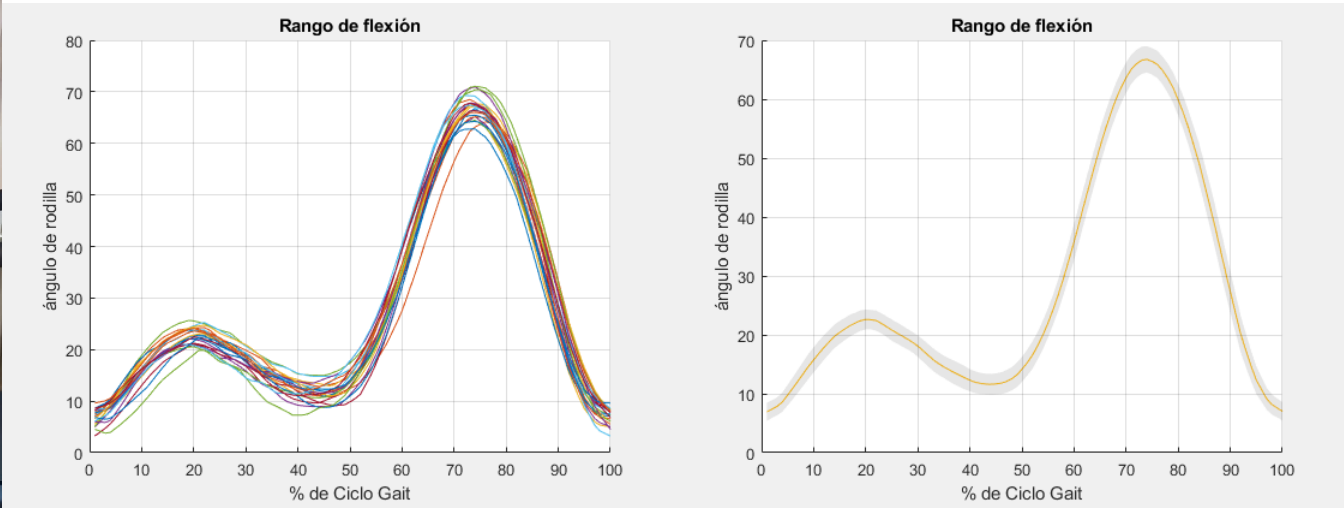
Anexo C. 46. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia para rodilla y tobillo.



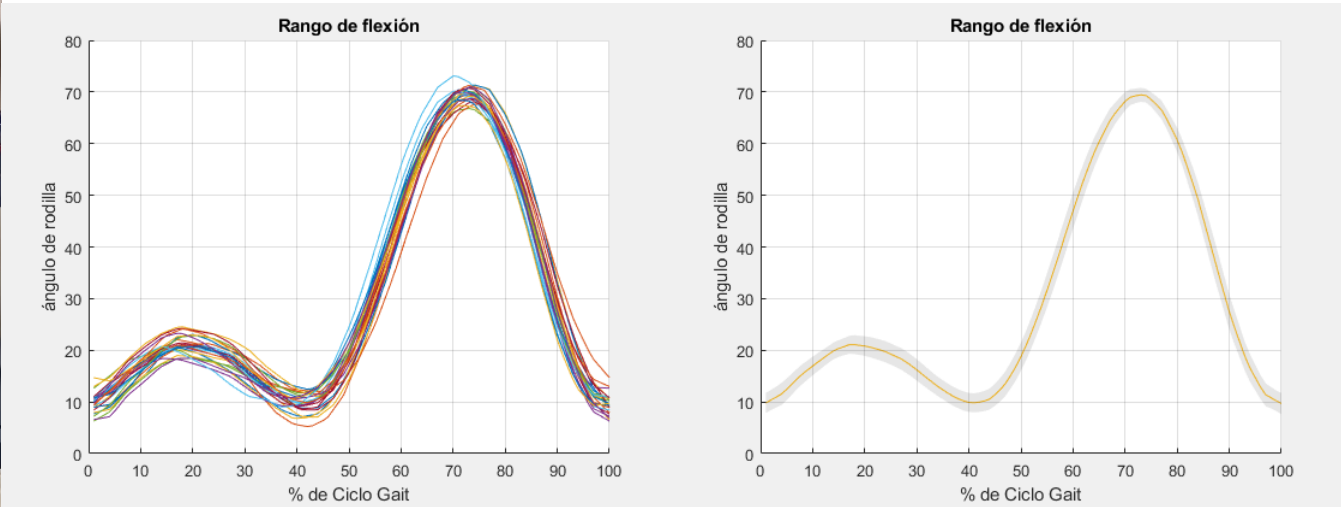
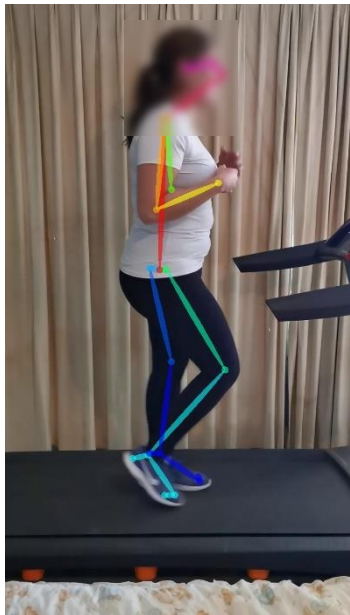
Anexo C. 47. Prueba en sujeto actualmente sano. Accidente en la infancia en el pie. Baja acutancia en cadera.



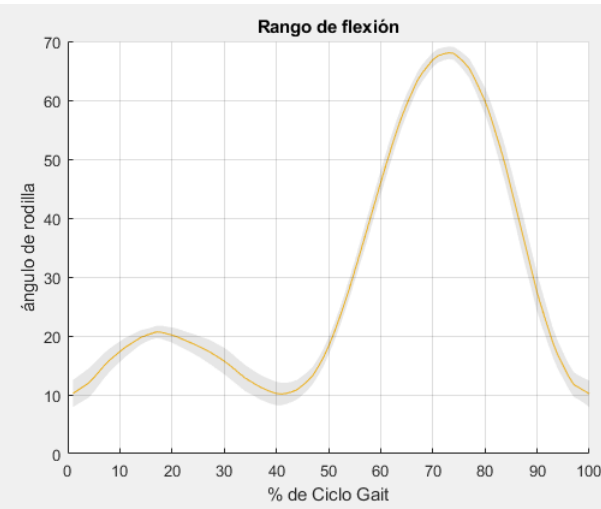
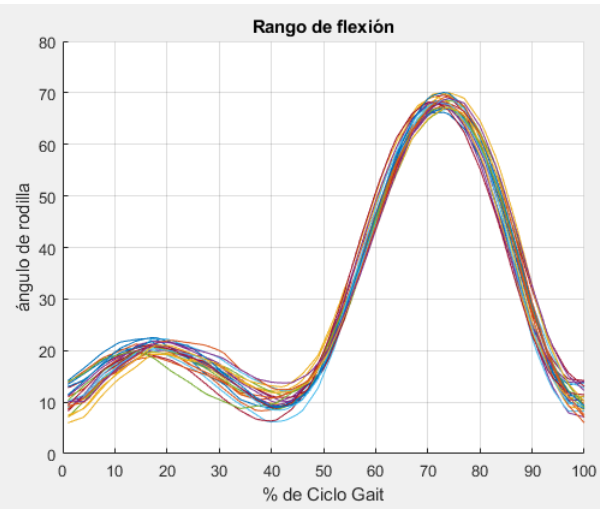
Anexo C. 48. Prueba en sujeto actualmente sano. Accidente en la infancia en el pie. Baja acutancia por pantalón oscuro.



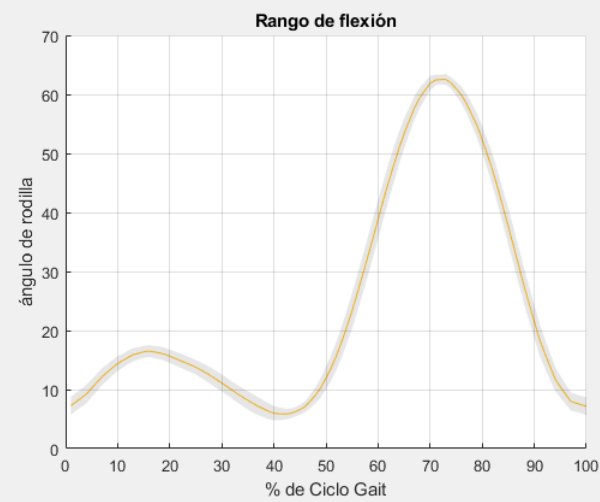
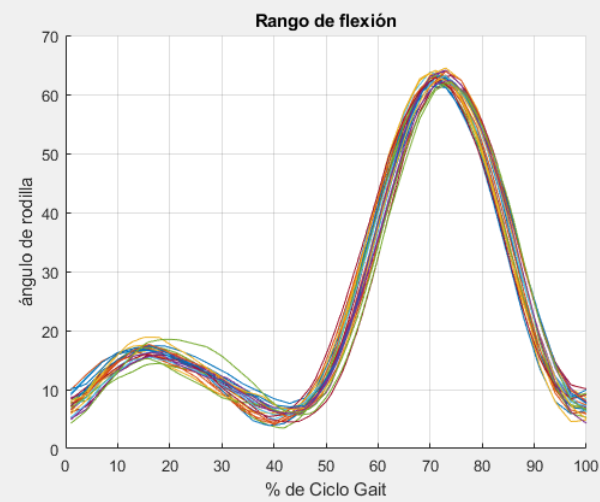
Anexo C. 49. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia en torso y en calzado.



Anexo C. 50. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia.



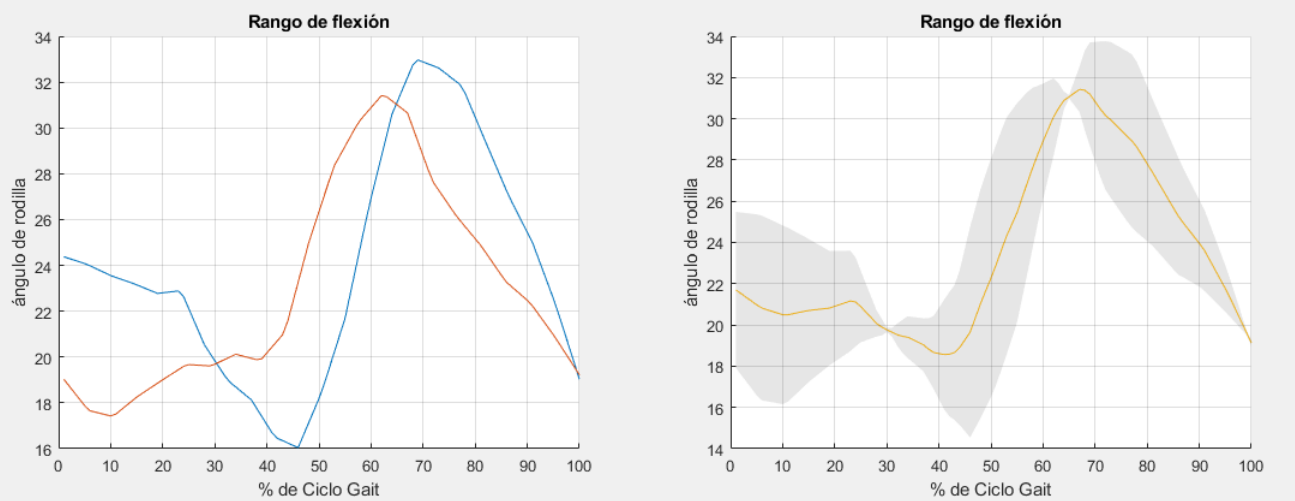
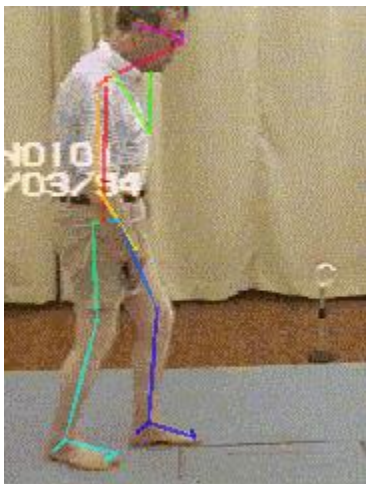
Anexo C. 51. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia en cadera.



Anexo C. 52. Prueba en sujeto sano. Baja acutancia.

Anexo D - Experimentos con sujetos con alguna patología

Paciente masculino de 65 años con hemiplejía de lado derecho. El video solo dura 2 ciclos de marcha y no se mantiene la perspectiva sagital.

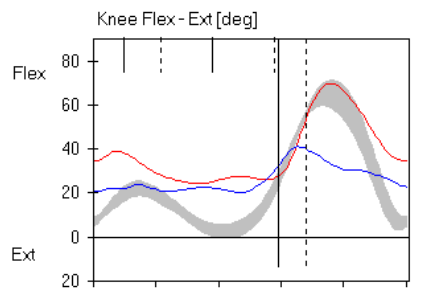


Anexo D. 1. Análisis de la pierna derecha mediante el sistema desarrollado.

Right Side: — (blue solid line)
 Left Side: - - - (red dashed line)
 Reference Values: — (grey solid line)

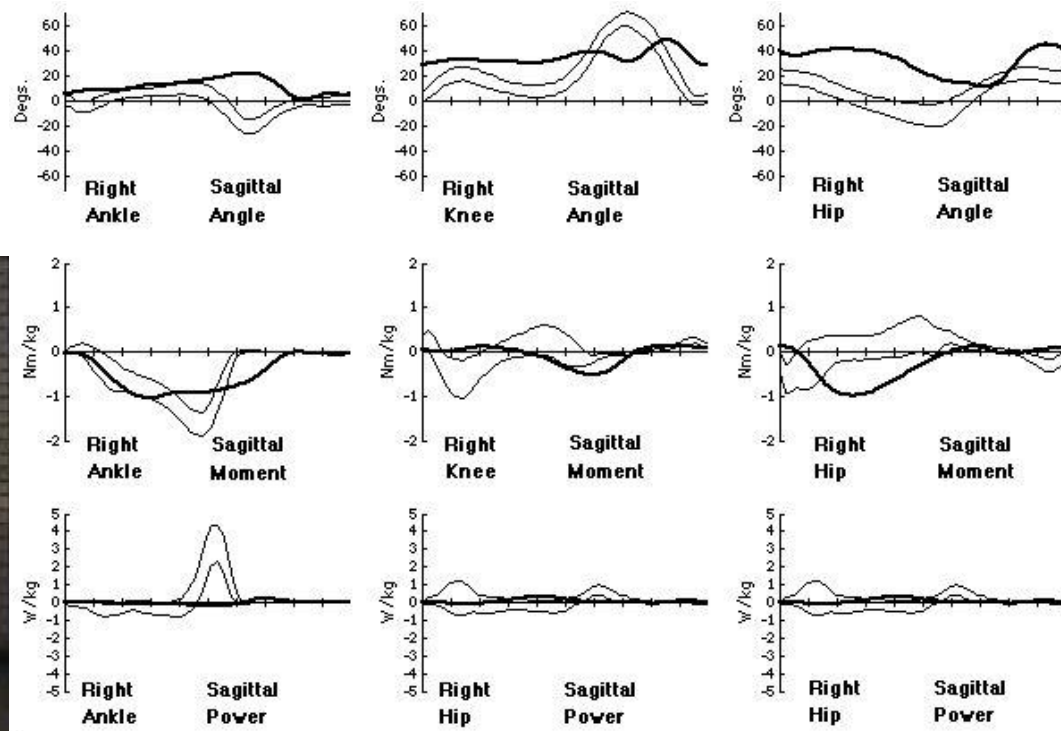
Name:
 ID: 38
 Dg.:
 Exam. Date

Velocity: 56,7 +/- 2,0 cm/sec
 Cadence: 85,3 +/- 3,7 steps/min
 Stride Length: 79,9 +/- 2,0 cm
 Stride Time: 1,41 +/- 0,06 sec
 Step Width: 9,2 +/- 2,8 cm
 Step Length Right: 43,3 +/- 1,6 cm
 Step Length Left: 36,1 +/- 1,8 cm



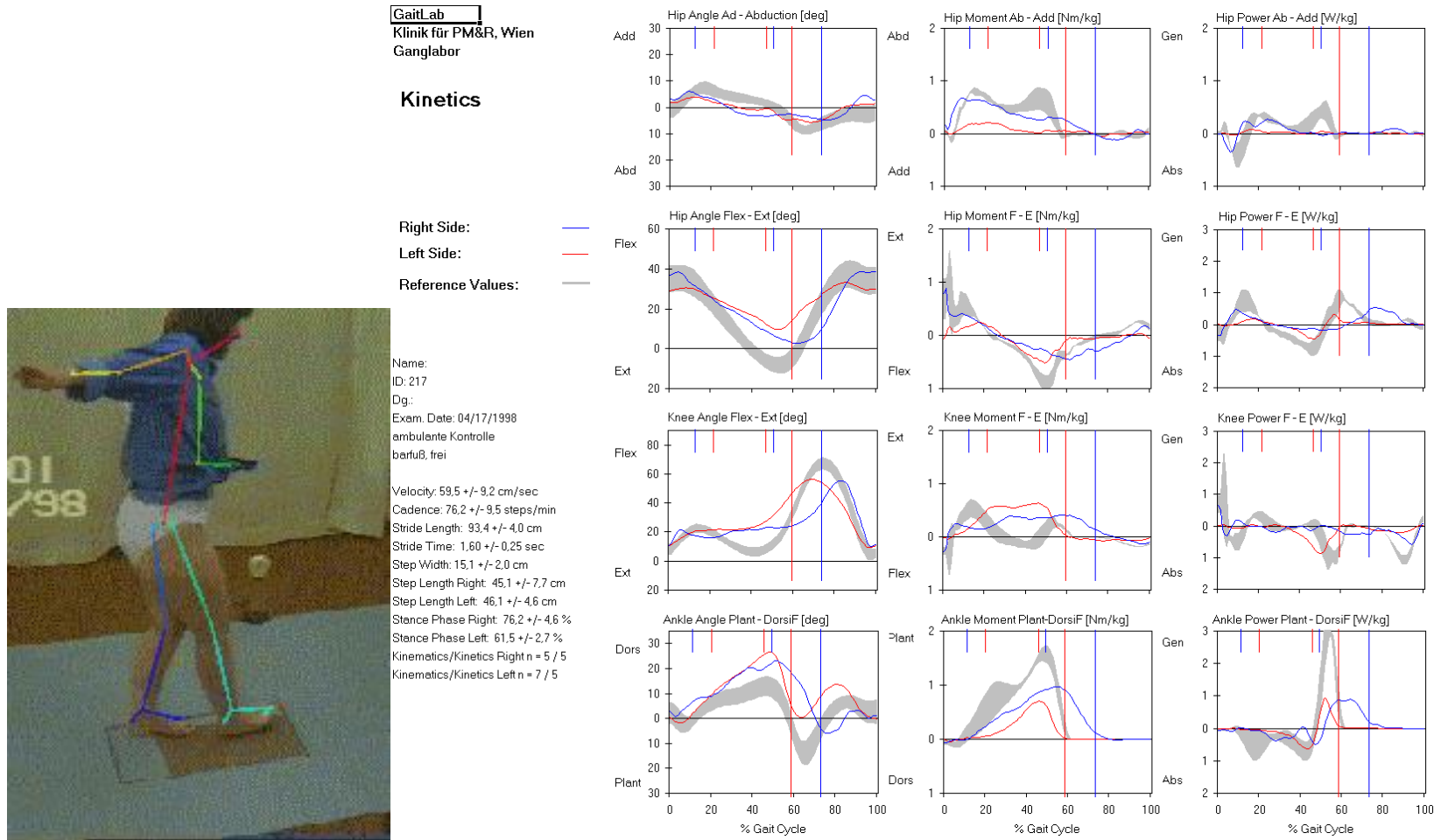
Anexo D. 2. Información proporcionada por parte de (Kirtley, 2019) sobre el análisis de este paciente.

Paciente masculino de 68 años con prótesis.



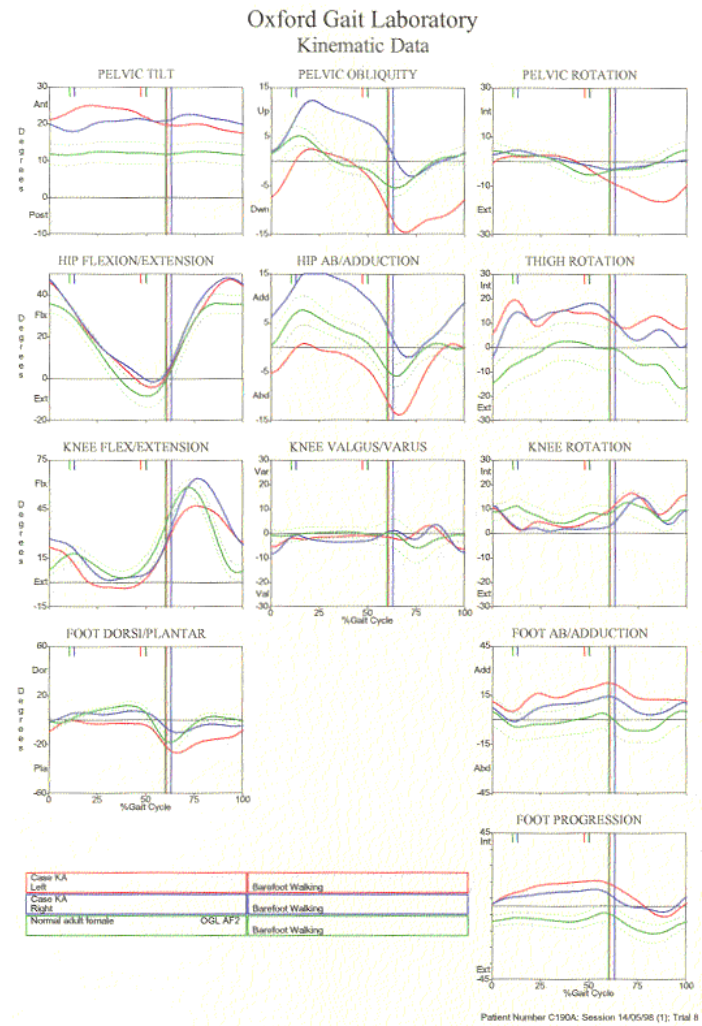
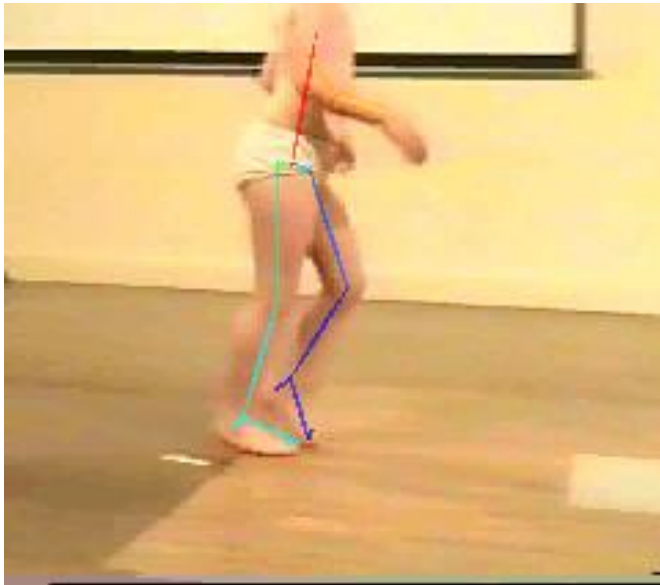
Anexo D. 3. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). El video no alcanza a grabar ni un ciclo para ser analizado por el sistema desarrollado.

Paciente femenino de 34 años después de una osteotomía triple de pelvis por izquierda, por displasia de cadera.



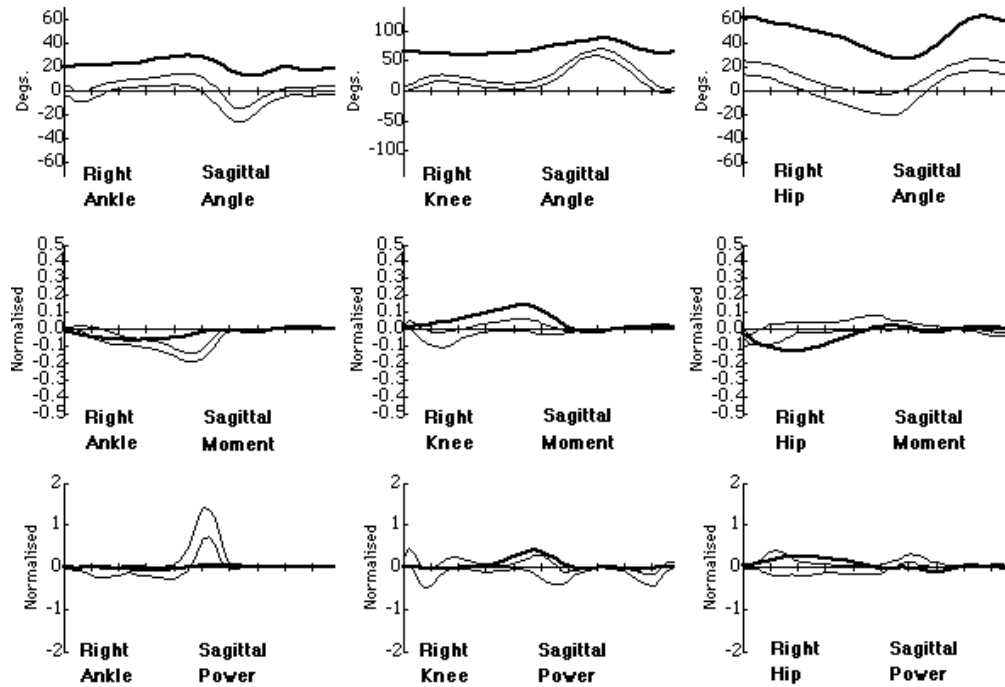
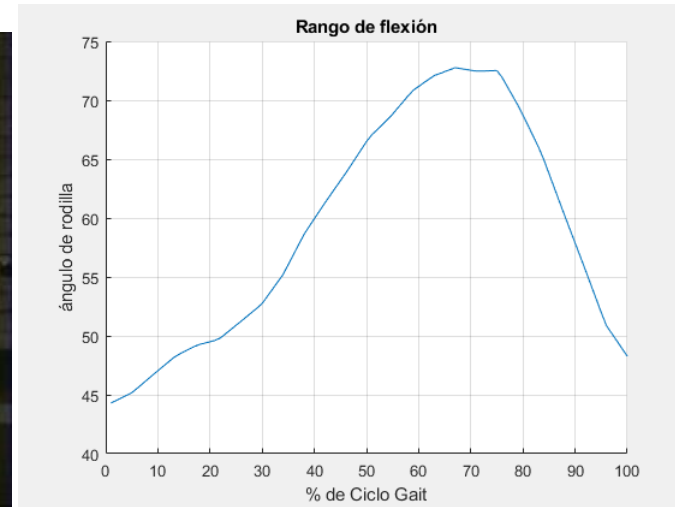
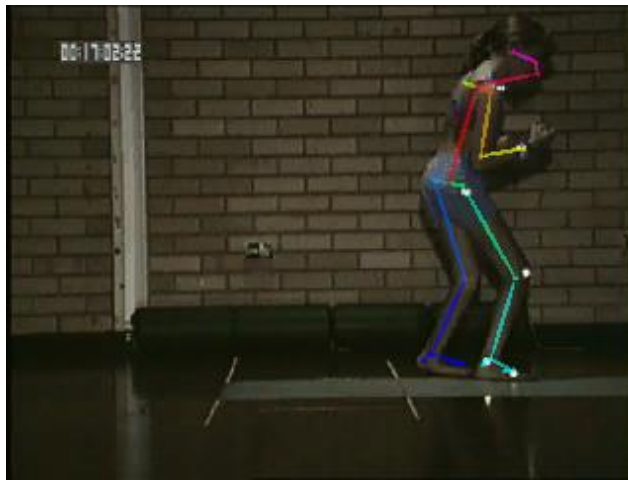
Anexo D. 4. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). El video no alcanza a grabar ni un ciclo para ser analizado por el sistema desarrollado.

Paciente femenino de 6 años con diplegía espástica leve con afectación simétrica.



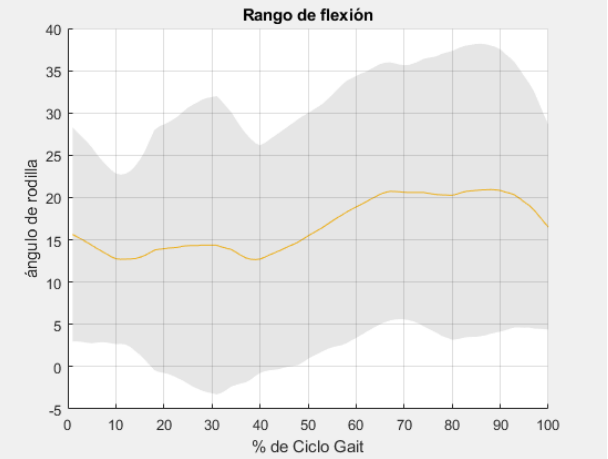
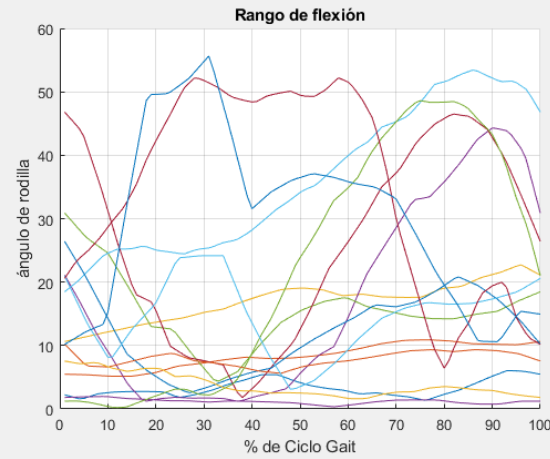
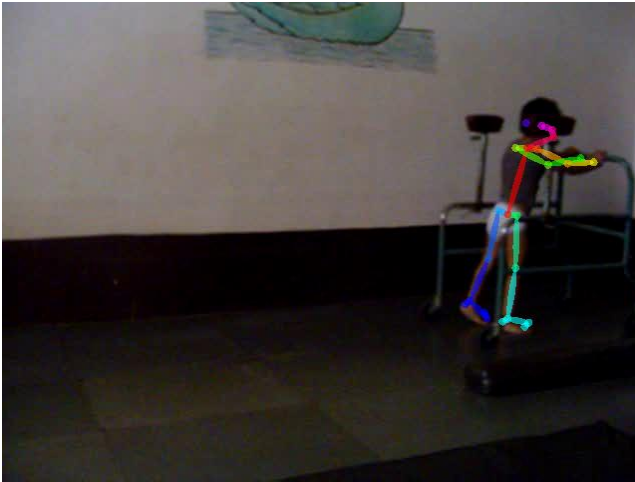
Anexo D. 5. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). El video no alcanza a grabar ni un ciclo para ser analizado por el sistema desarrollado.

Paciente femenino con parálisis cerebral dipléjica.



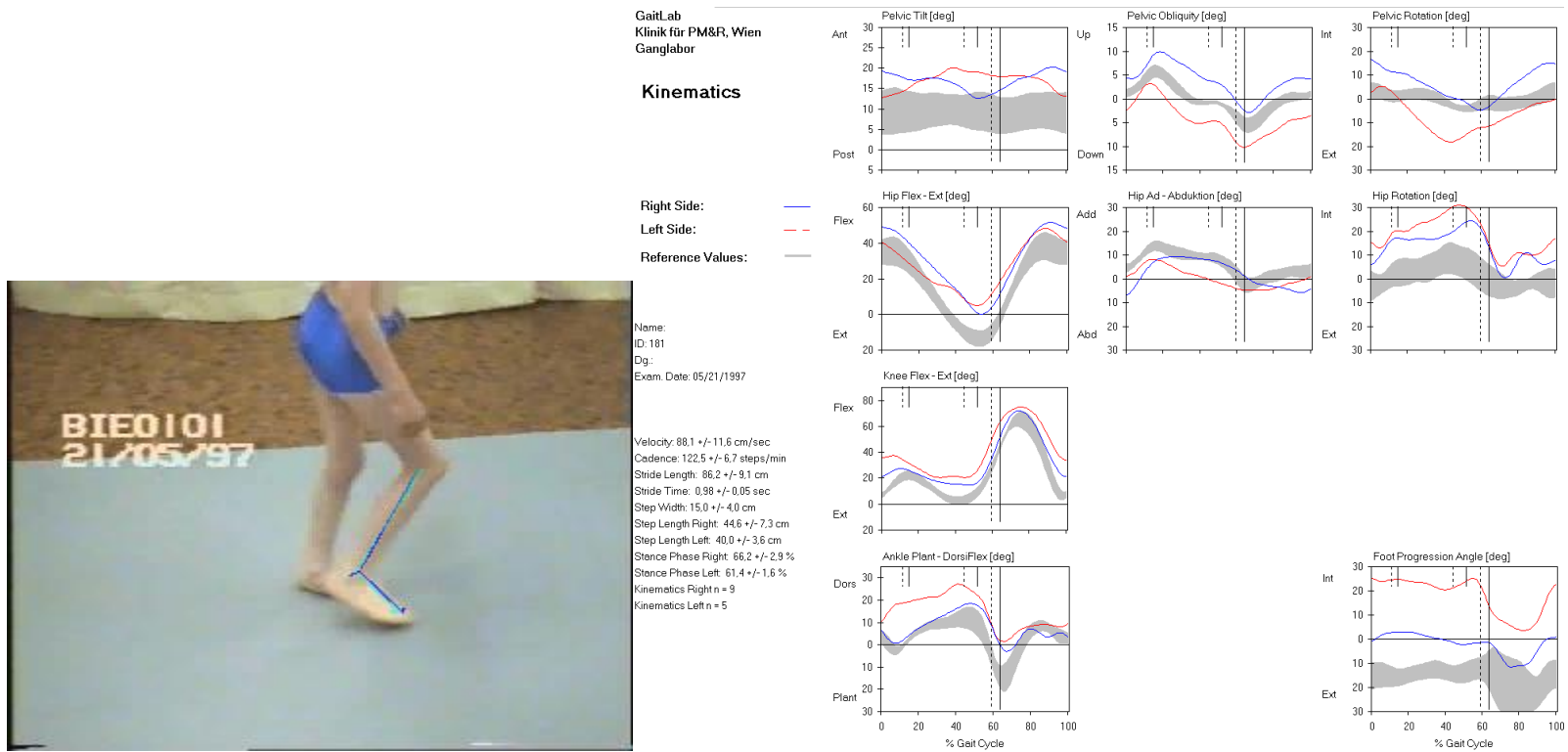
Anexo D. 6. Análisis de la pierna derecha mediante el sistema desarrollado. Video que proporciona un ciclo para el análisis. También se ve información proporcionada por (Kirtley, 2019).

Paciente femenino de 3 años, 10 meses con diplegia espástica.



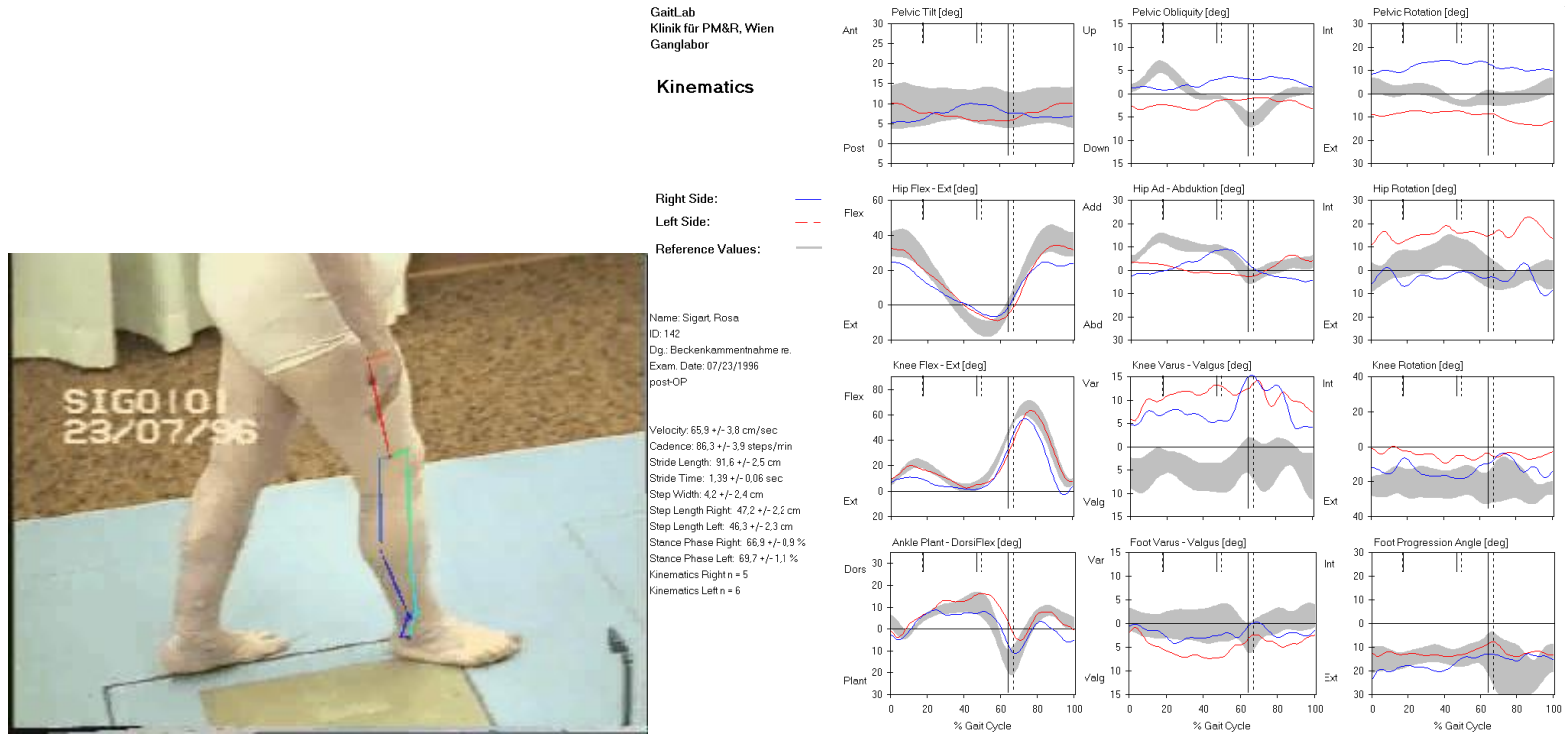
Anexo D. 7. El análisis de este video no se acomoda de forma correcta debido a que el caminado de la niña no respeta siempre el contacto de tobillo para separar los ciclos. Además, a mitad del experimento se detiene un tiempo.

Paciente masculino de 9 años con diplejía, con anteversión femoral.



Anexo D. 8. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). OpenPose necesita tener en escena a la persona completa para una correcta identificación, lo cual no sucede.

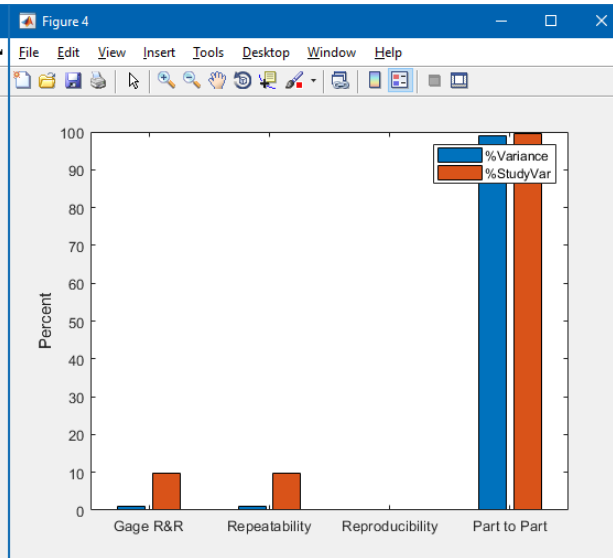
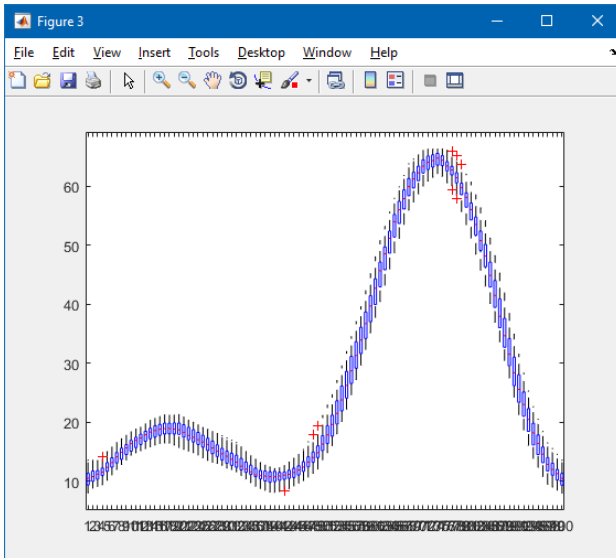
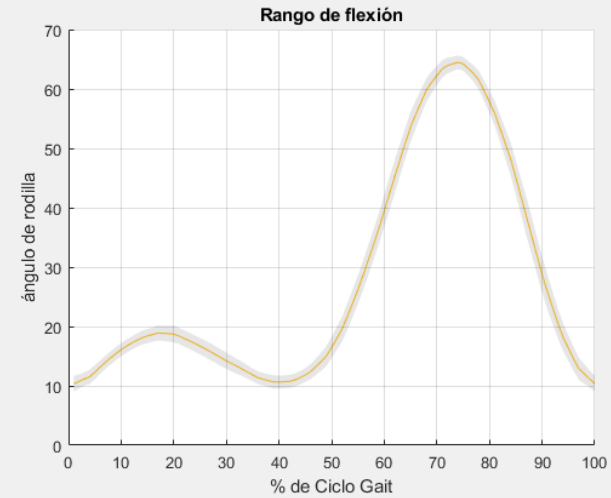
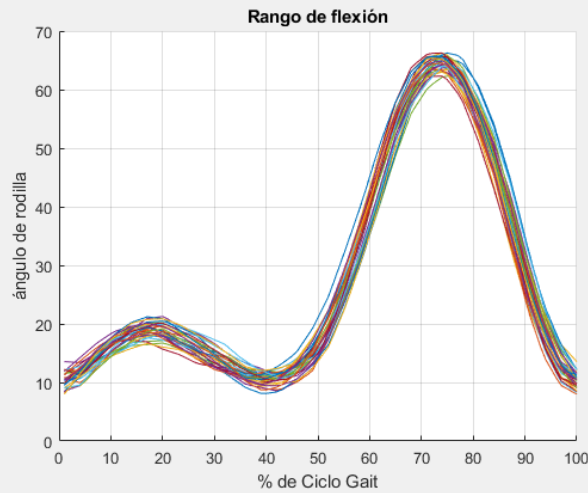
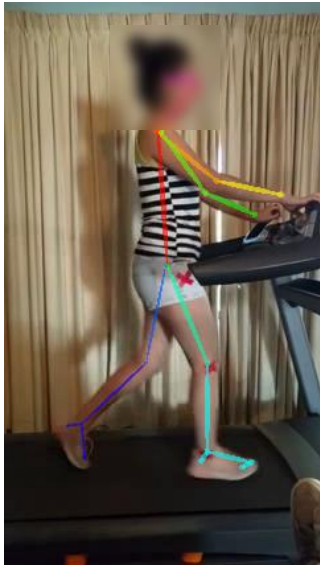
Paciente de 63 años con cirugía pélvica con propósitos de injertos de hueso.



Anexo D. 9. Información proporcionada por (Kirtley, 2019). OpenPose necesita tener en escena a la persona completa para una correcta identificación, lo cual no sucede.

Anexo E - Experimentos con análisis estadísticos de repetibilidad

Paciente femenino 1: Short Blanco 1



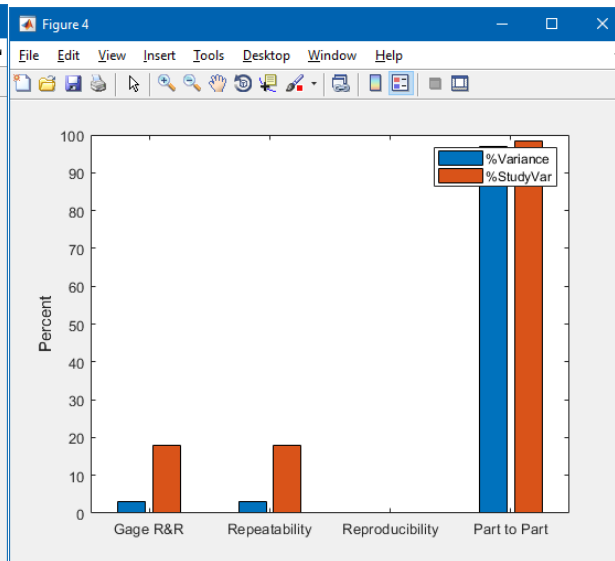
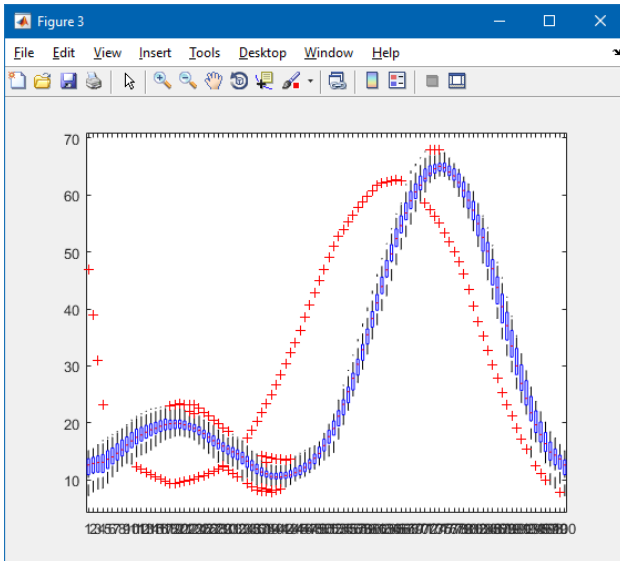
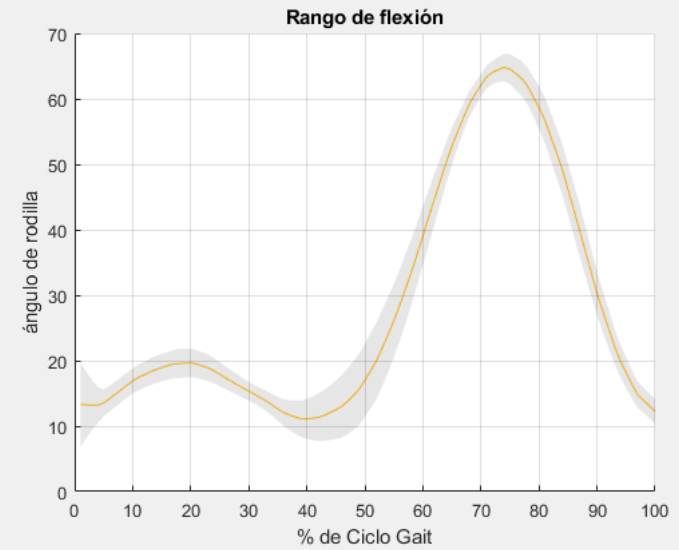
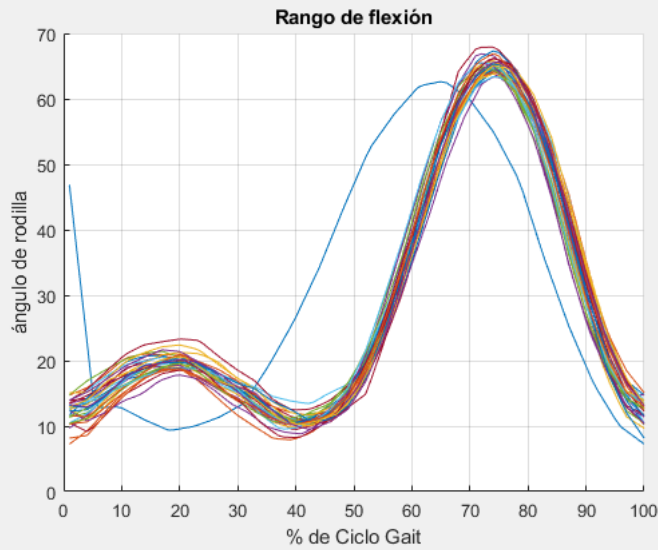
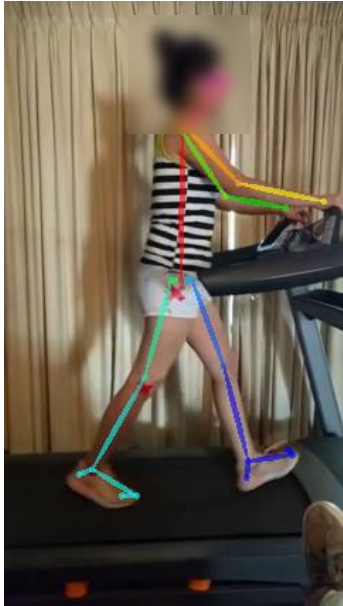
Número de categorías distintas (NDC):14

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.88

capaz

Paciente femenino 1: Short Blanco 2



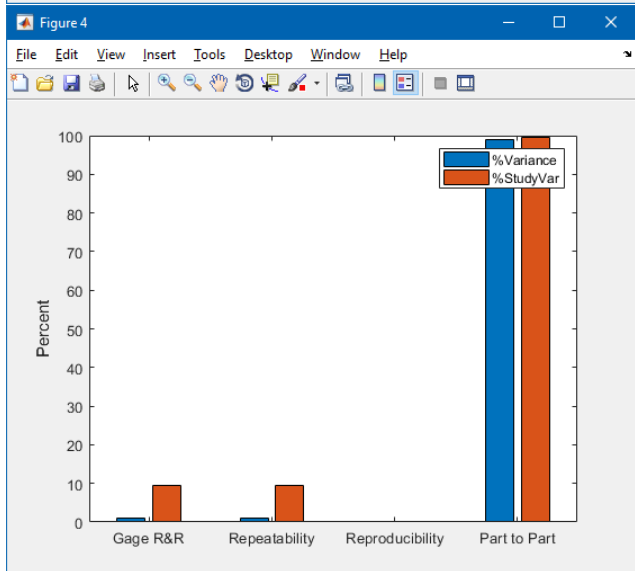
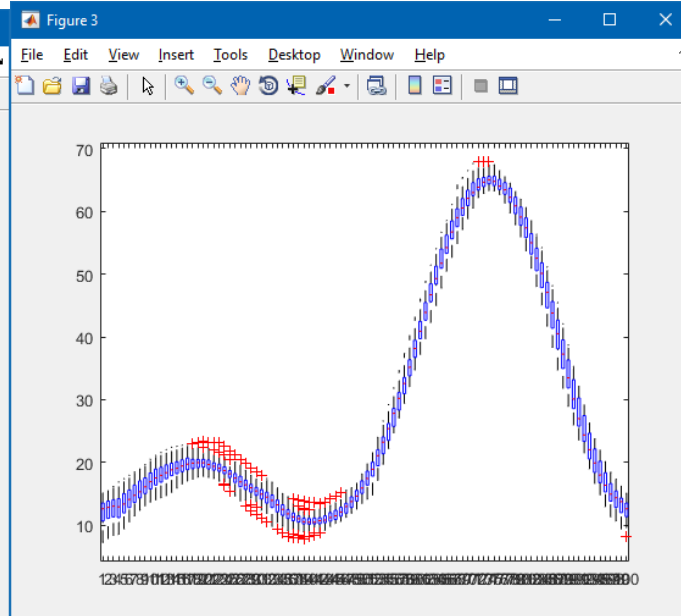
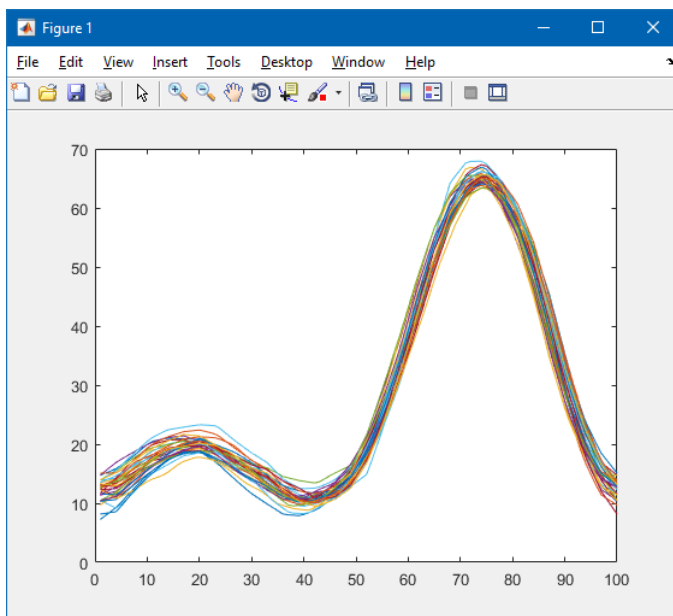
Número de categorías distintas (NDC):8

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 17.84

aceptable

Paciente femenino 1: Short Blanco 2 sin ciclo erróneo



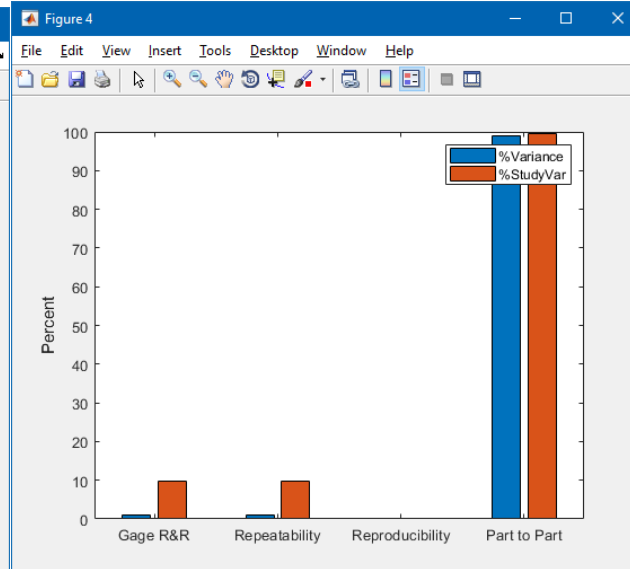
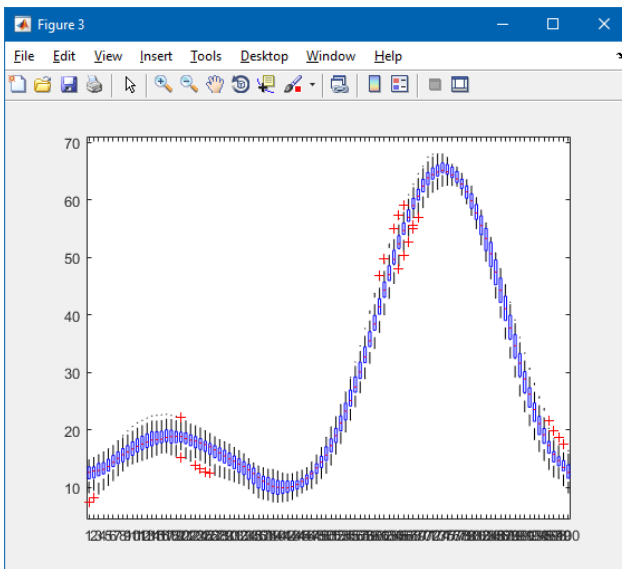
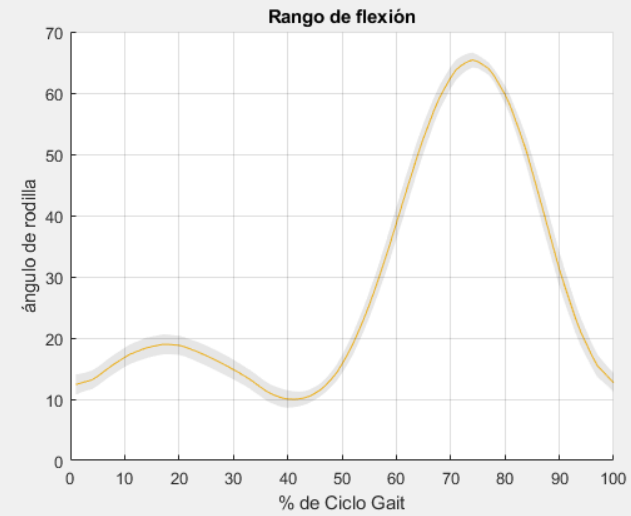
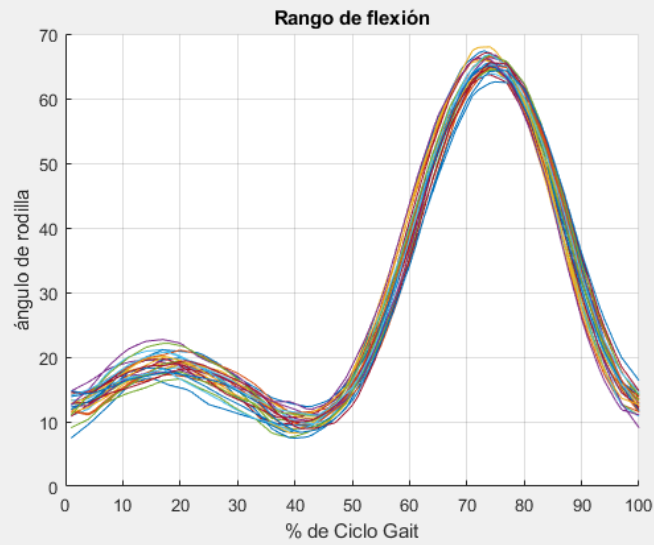
Número de categorías distintas (NDC):15

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.52

capaz

Paciente femenino 1: Short Blanco 3



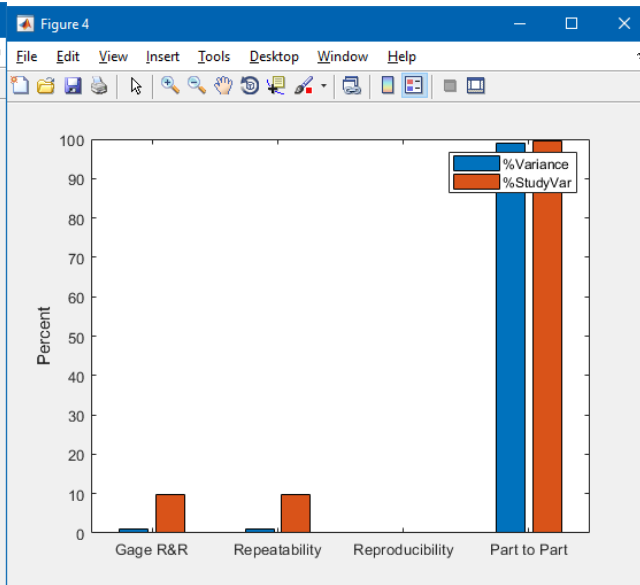
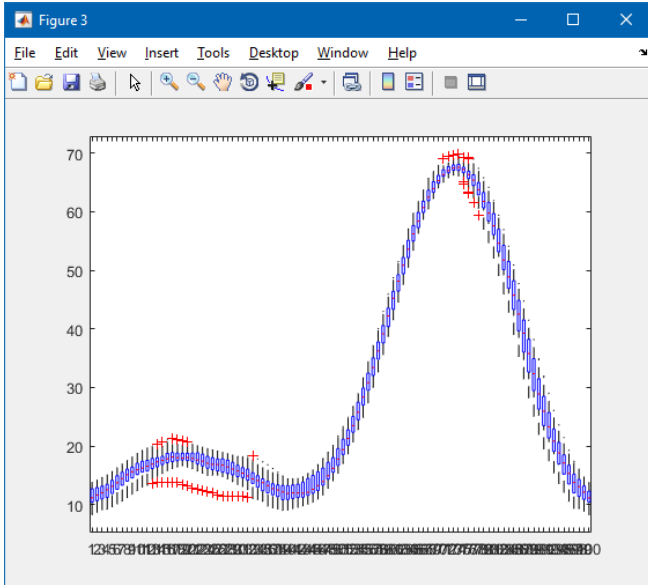
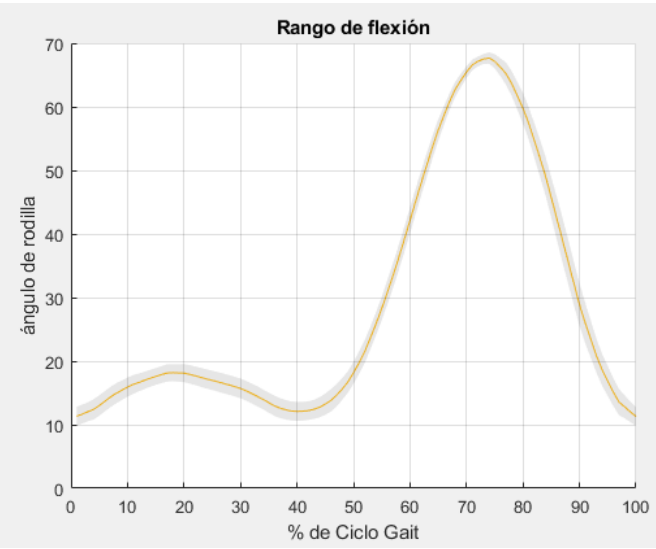
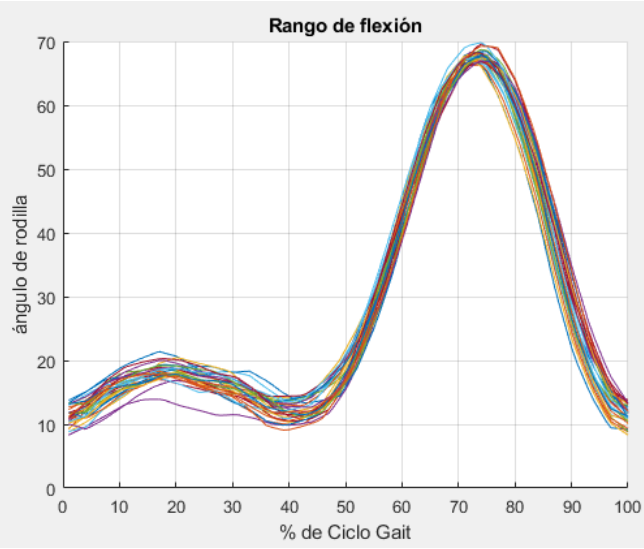
Número de categorías distintas (NDC):14

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.79

capaz

Paciente femenino 1: Short blanco 4



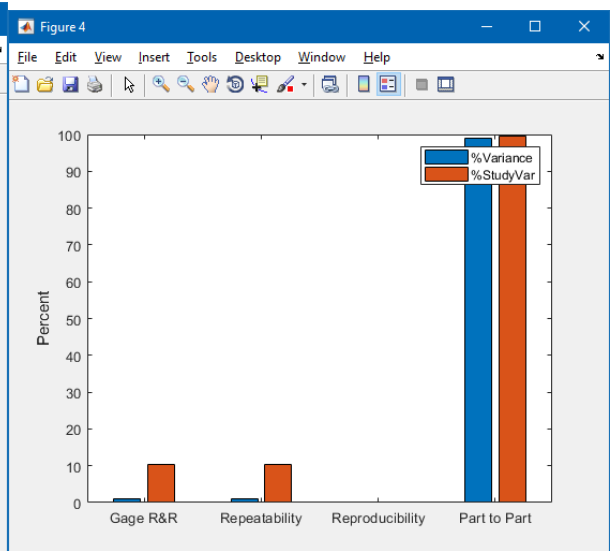
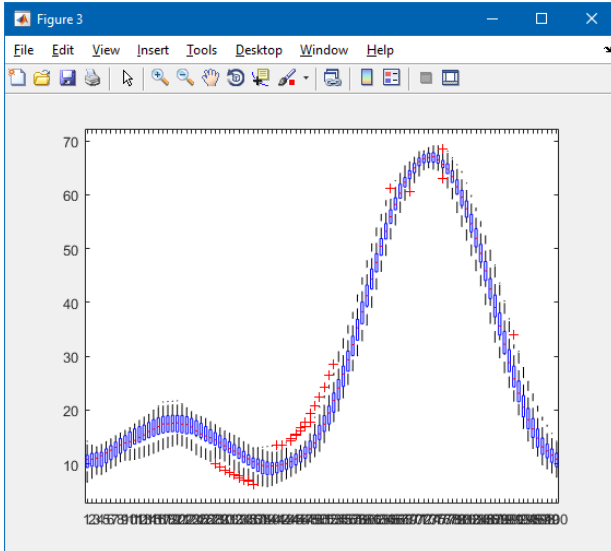
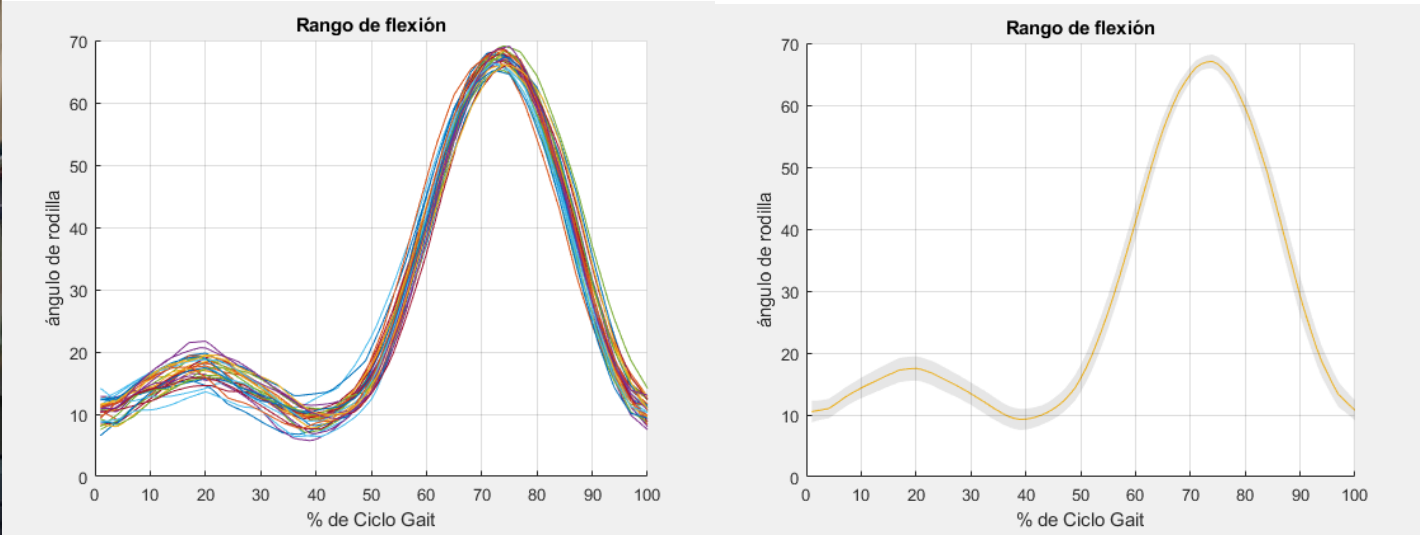
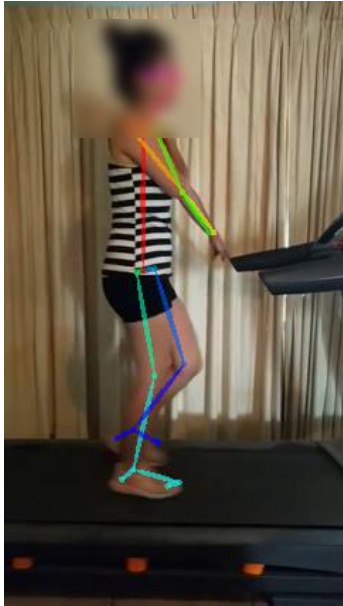
Número de categorías distintas (NDC):14

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.73

capaz

Paciente femenino 1: Short obscuro



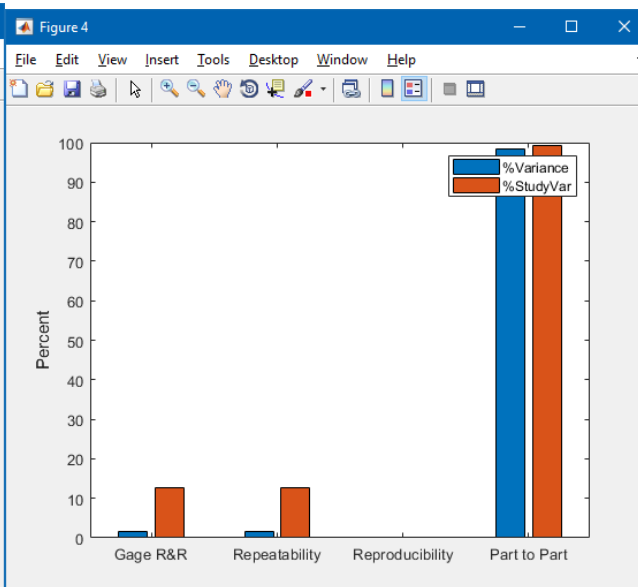
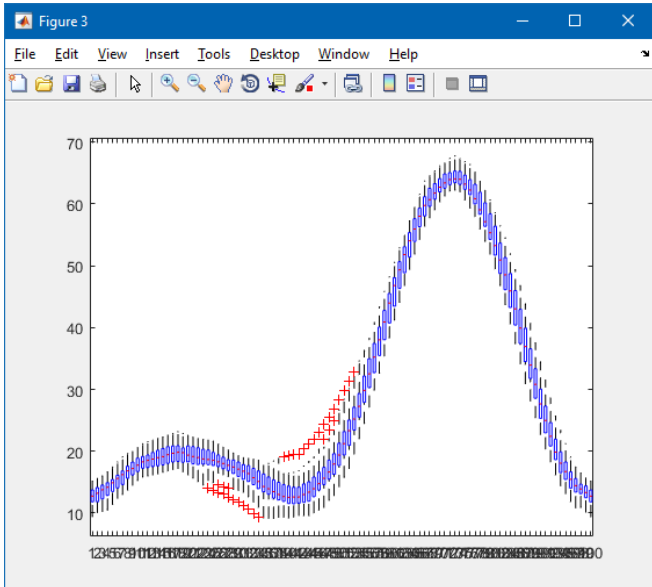
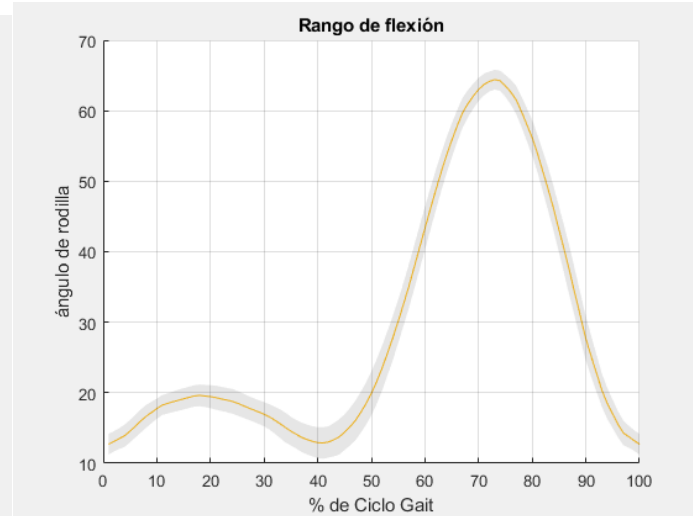
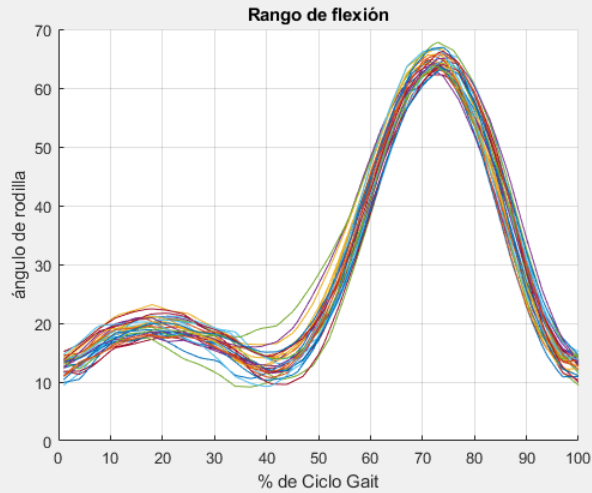
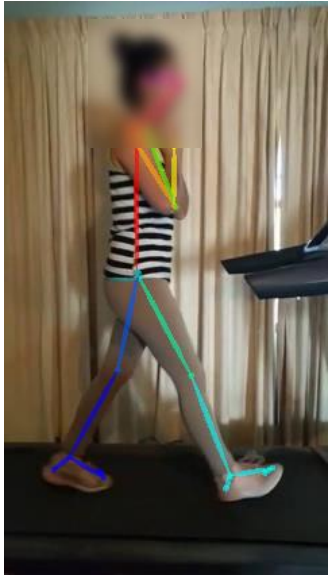
Número de categorías distintas (NDC):13

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 10.42

acceptable

Paciente femenino 1: Pantalón claro



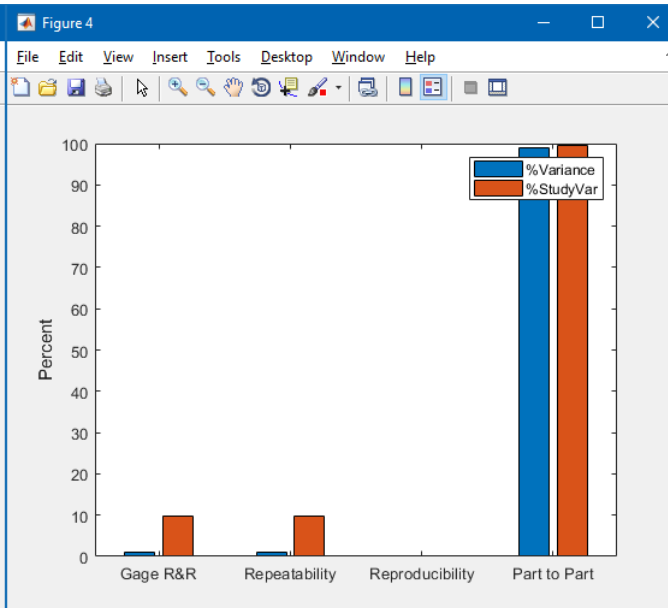
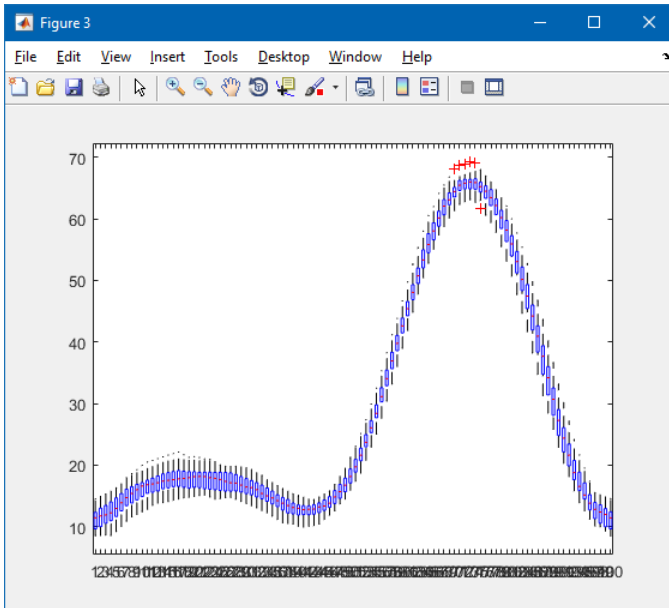
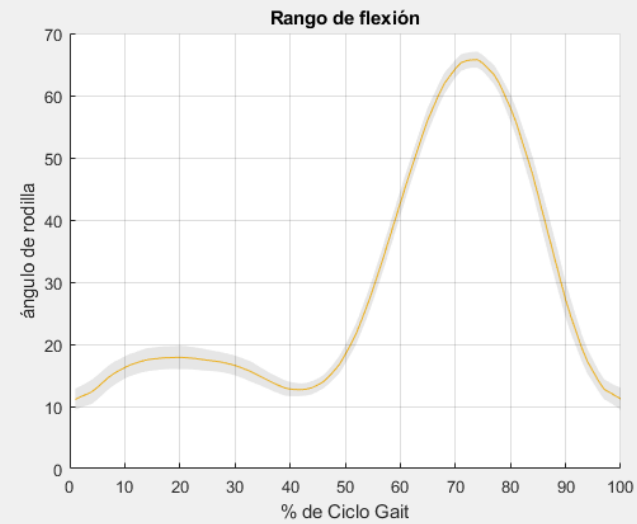
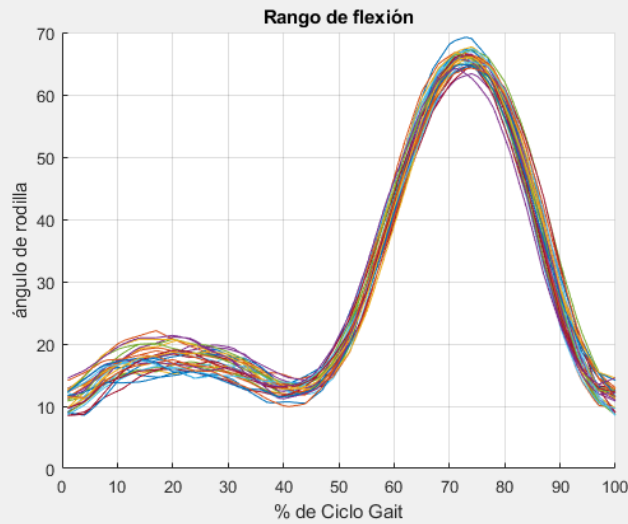
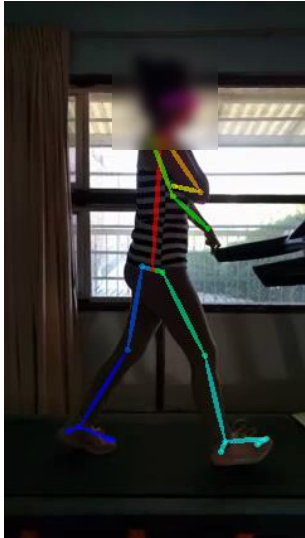
Número de categorías distintas (NDC):11

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 12.73

acceptable

Paciente femenino 1: Pantalón claro contraluz



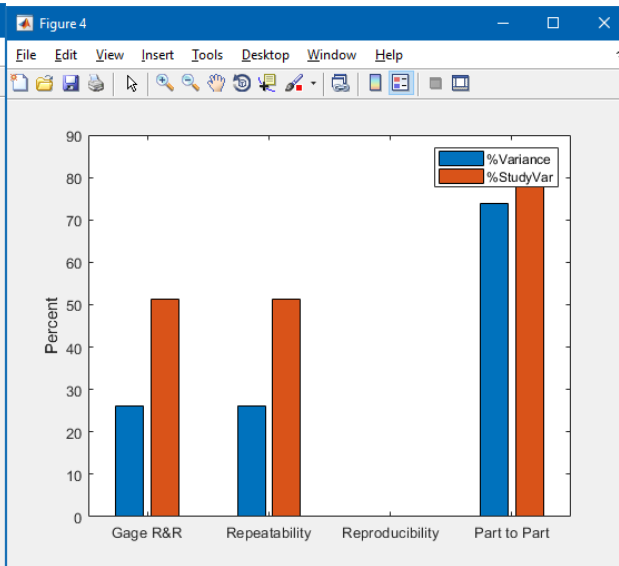
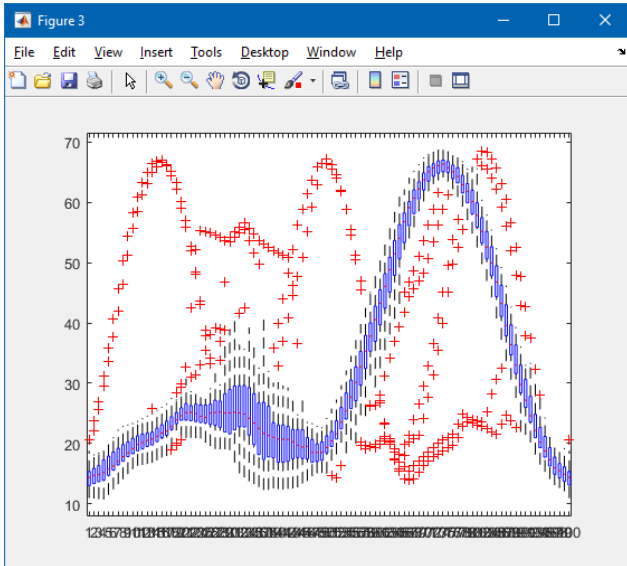
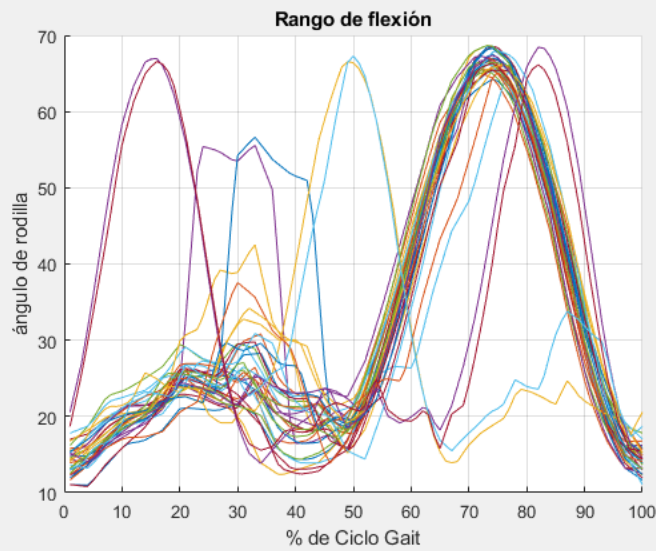
Número de categorías distintas (NDC):14

capaz

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.91

capaz

Paciente femenino 1: Pantalón oscuro 1 (azul marino)



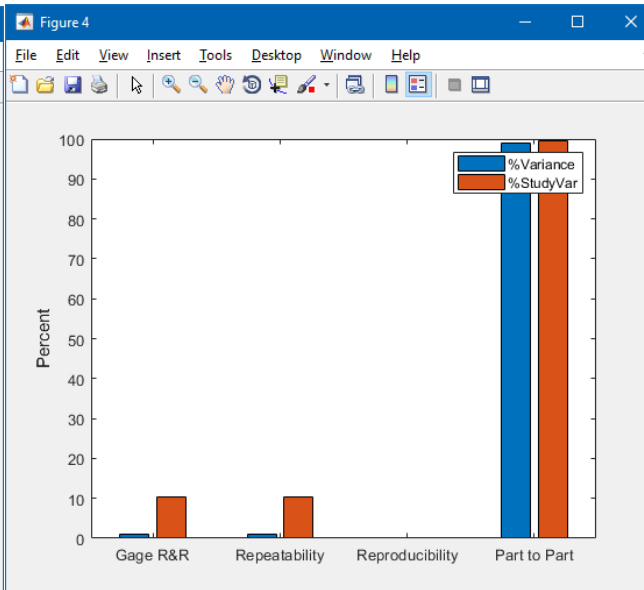
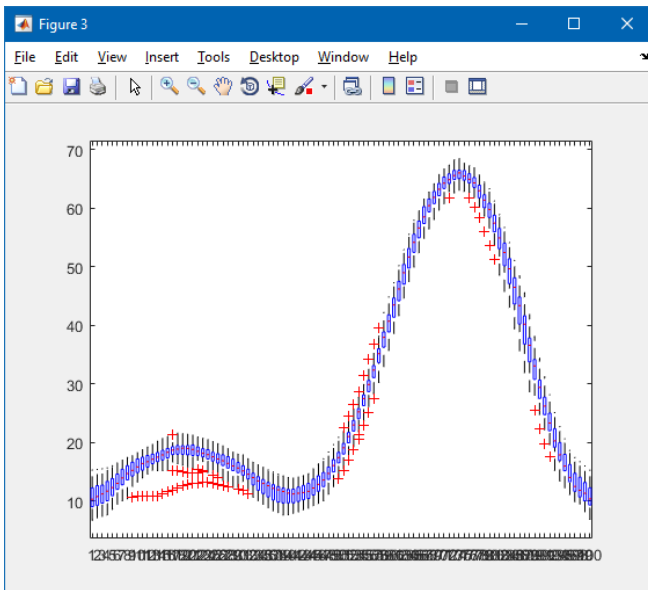
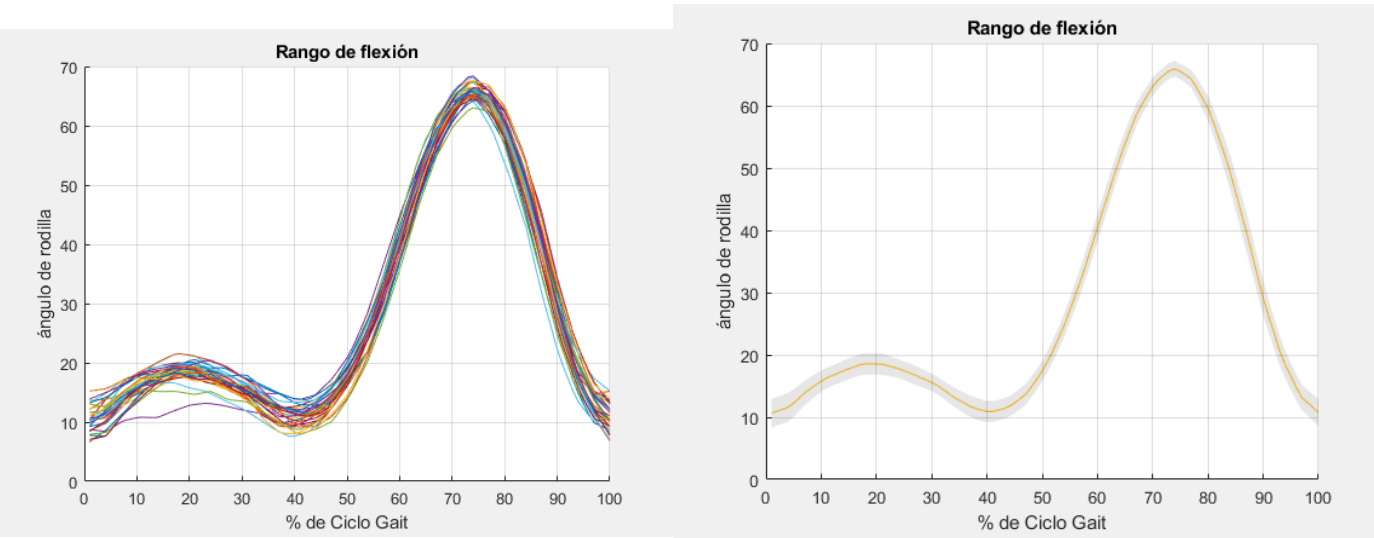
Número de categorías distintas (NDC):2

aceptable

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 51.19

NO es capaz

Paciente femenino 1: Pantalón oscuro 2 (gris)



Número de categorías distintas (NDC):14

capaz

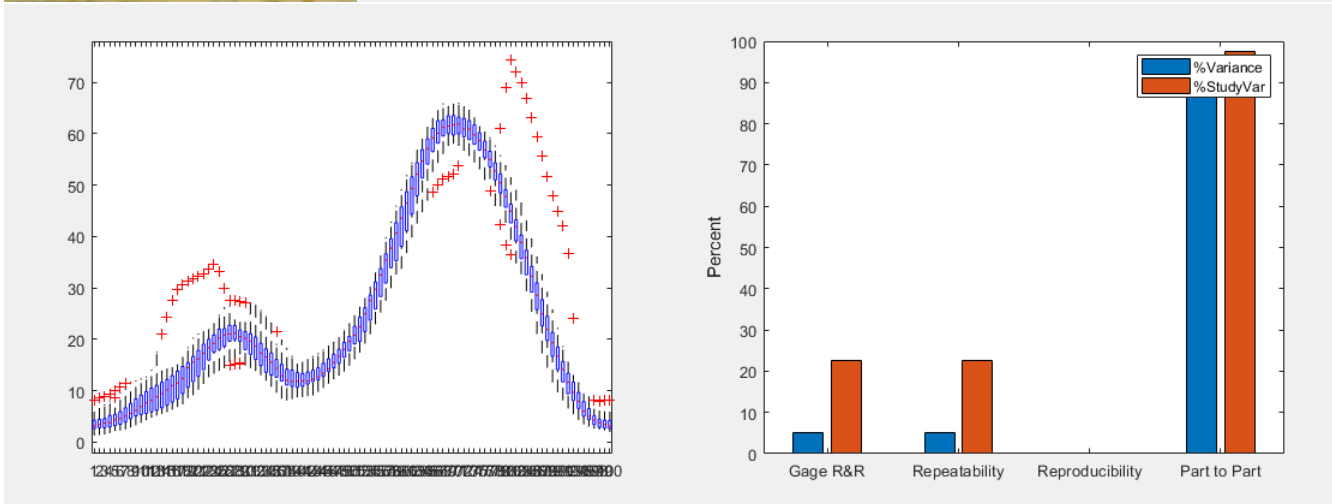
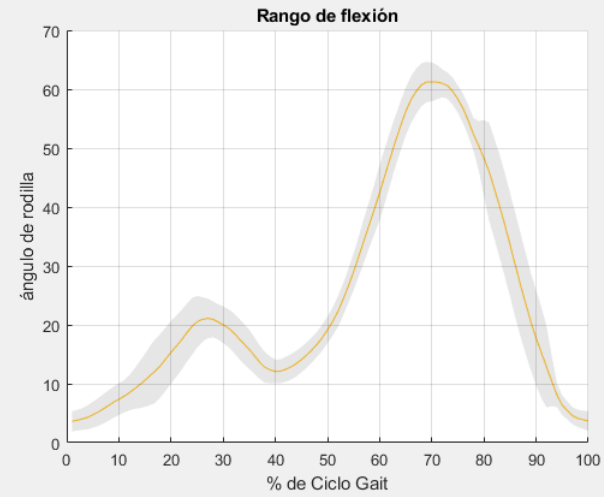
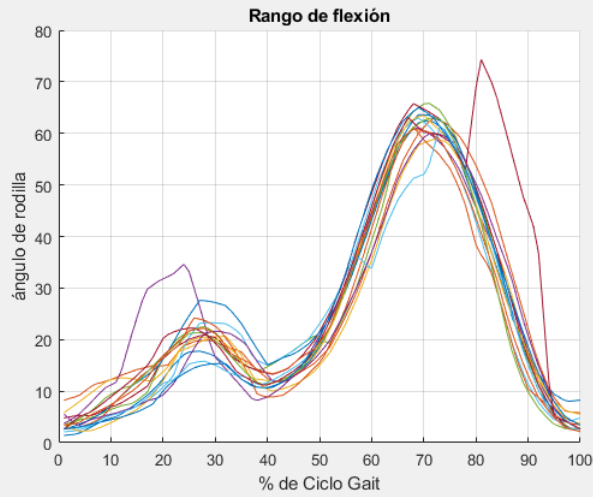
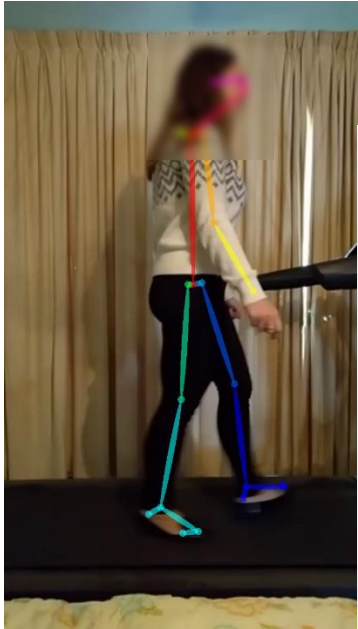
Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 10.27

acceptable

Paciente femenino 1: Tabla de información recopilada

| Caso Paciente femenino | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|---|---|---|--------------------------------|
| Short Blanco 1 | 14 | 9.88 | Capaz |
| Short Blanco 2(incluye el primer ciclo erróneo) | 8 | 17.84 | Aceptable |
| Short Blanco 2 (sin error) | 15 | 9.52 | Capaz |
| Short Blanco 3 | 14 | 9.79 | Capaz |
| Short Blanco 4 | 14 | 9.73 | Capaz |
| Short obscuro | 13 | 10.42 | Aceptable |
| Pantalón claro | 11 | 12.73 | Aceptable |
| Pantalón claro contraluz | 14 | 9.91 | Capaz |
| Pantalón azul marino oscuro | 2 | 51.19 | NO capaz |
| Pantalón gris | 14 | 10.27 | Aceptable |

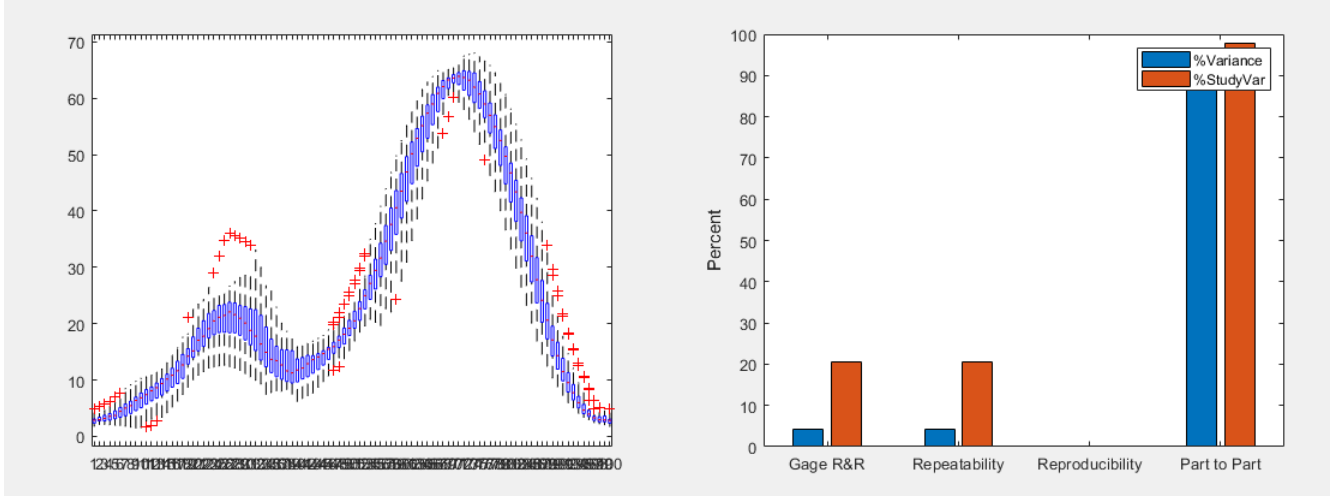
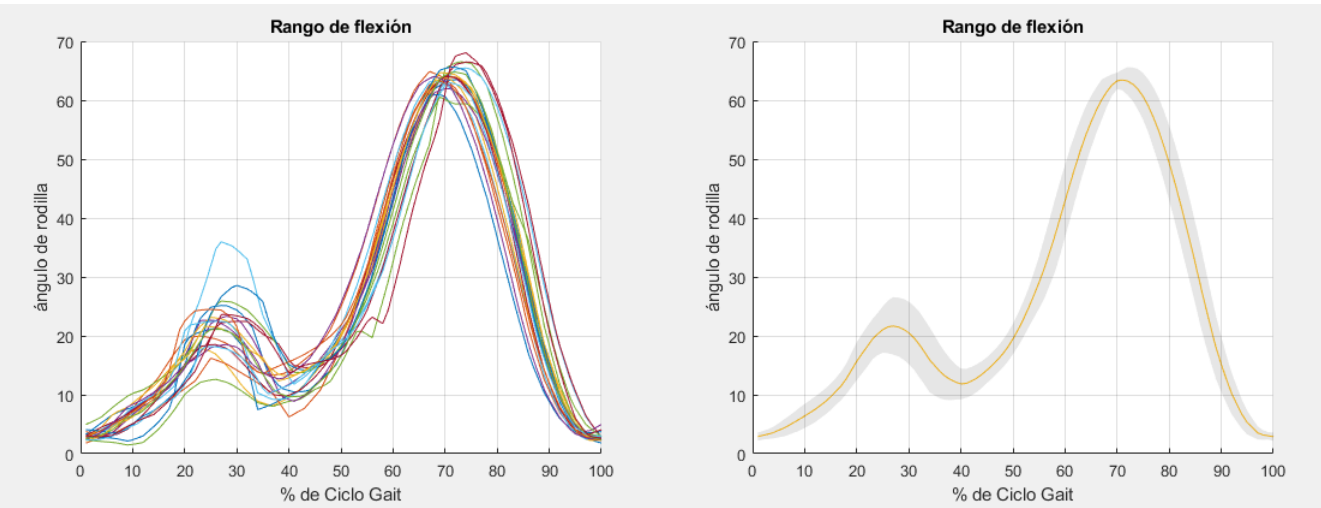
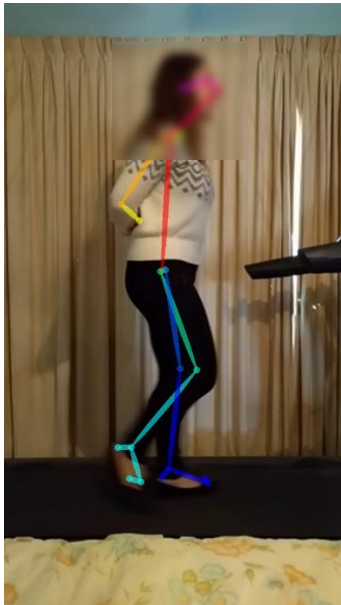
Paciente femenino 2: Pantalón oscuro 1 velocidad baja con braceo



Número de categorías distintas (NDC):6

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 22.72

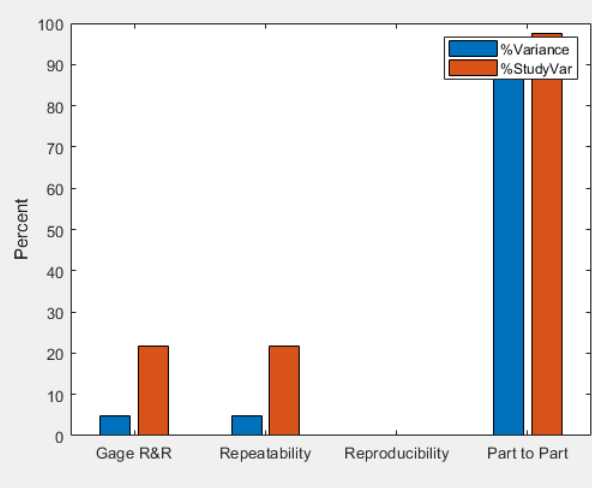
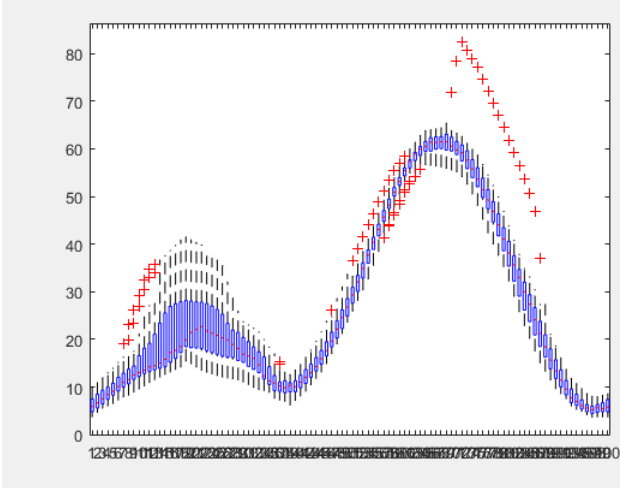
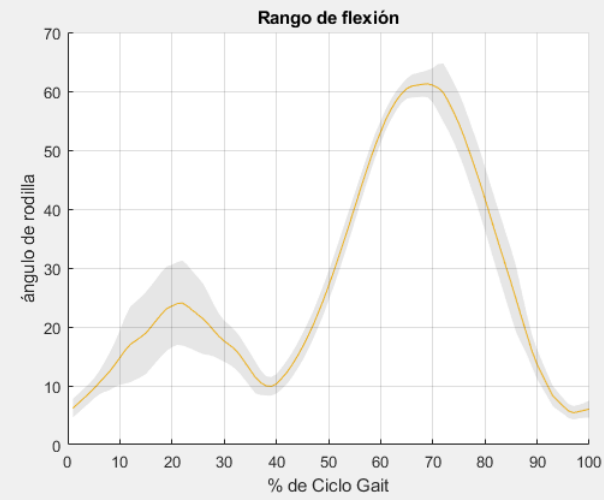
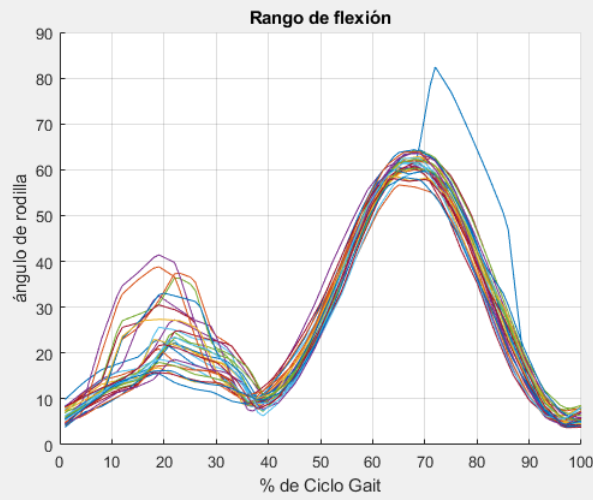
Paciente femenino 2: Pantalón oscuro 2 velocidad baja sin braceo



Número de categorías distintas (NDC):7

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 20.46

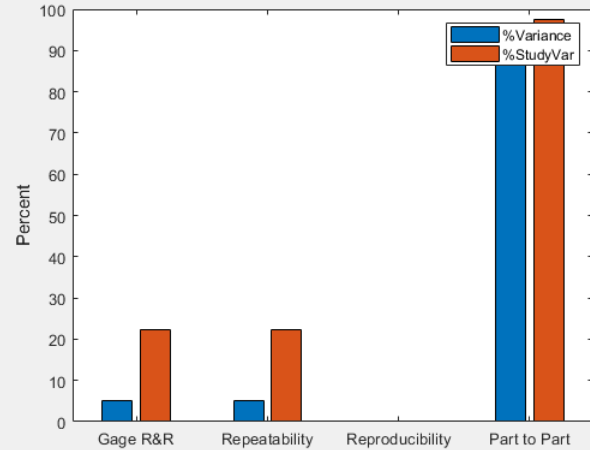
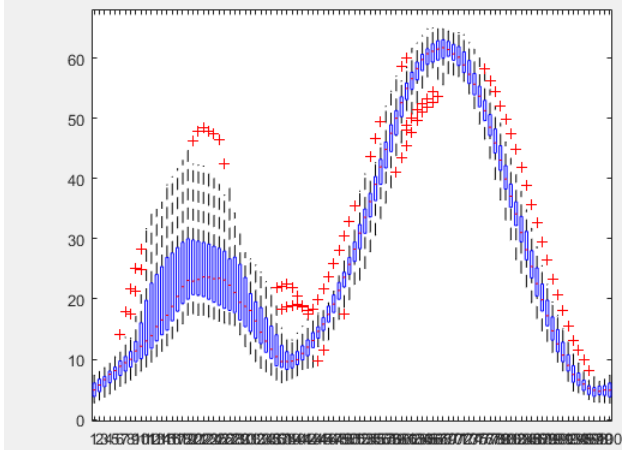
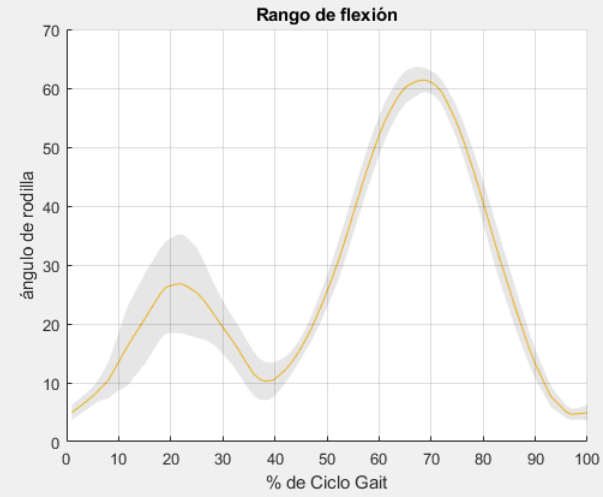
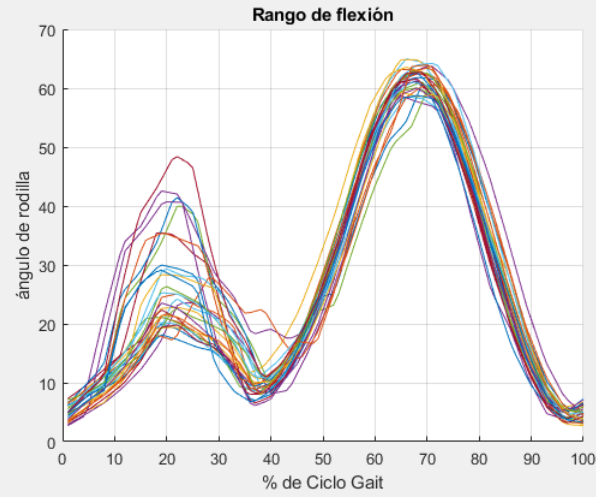
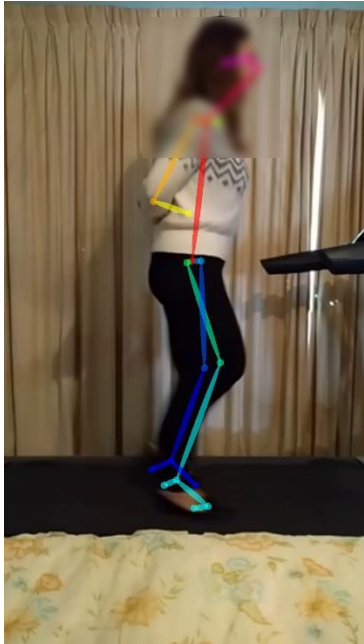
Paciente femenino 2: Pantalón oscuro 3 velocidad normal con braceo



Número de categorías distintas (NDC):6

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 21.72

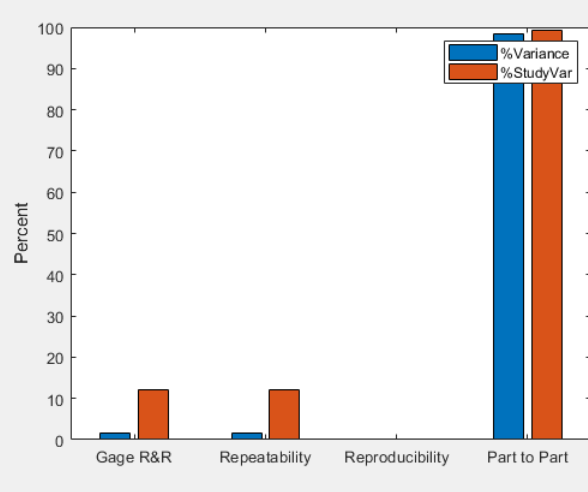
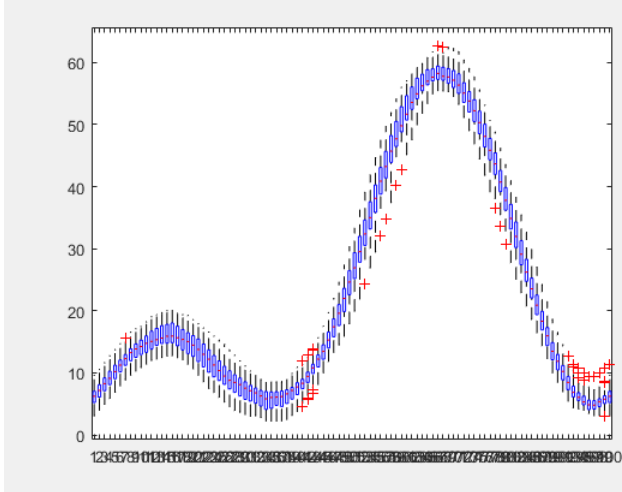
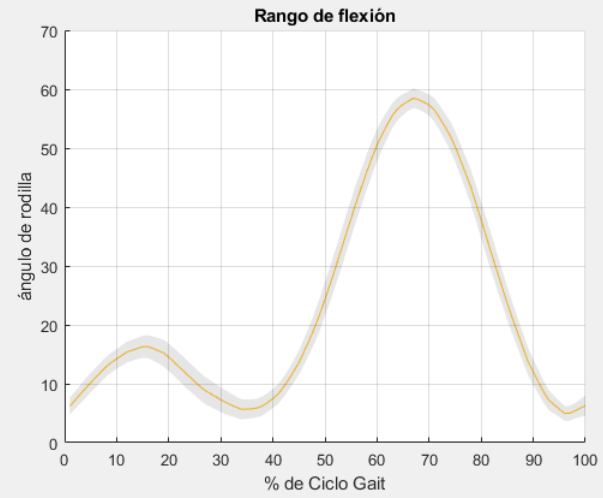
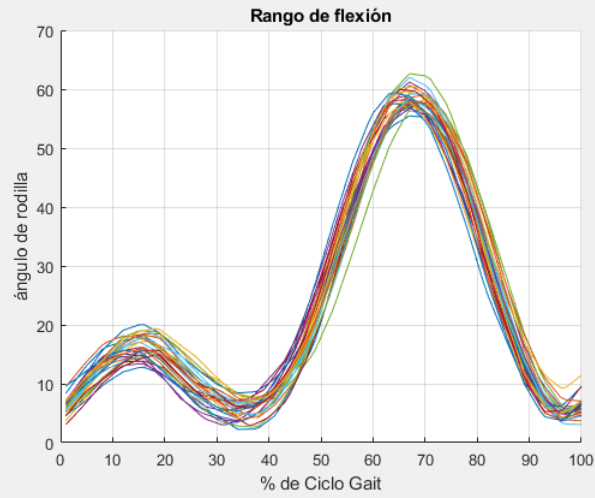
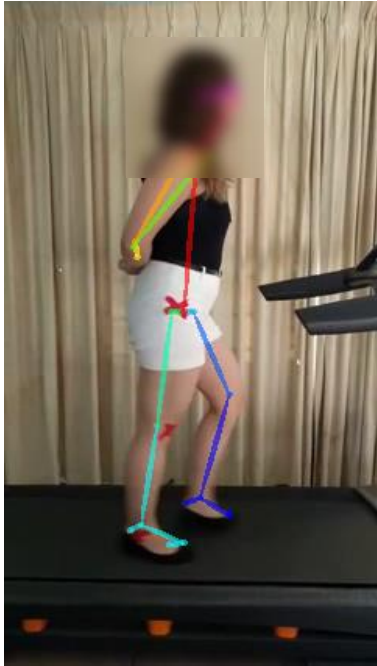
Paciente femenino 2: Pantalón oscuro 4 velocidad normal sin braceo



Número de categorías distintas (NDC):6

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 22.45

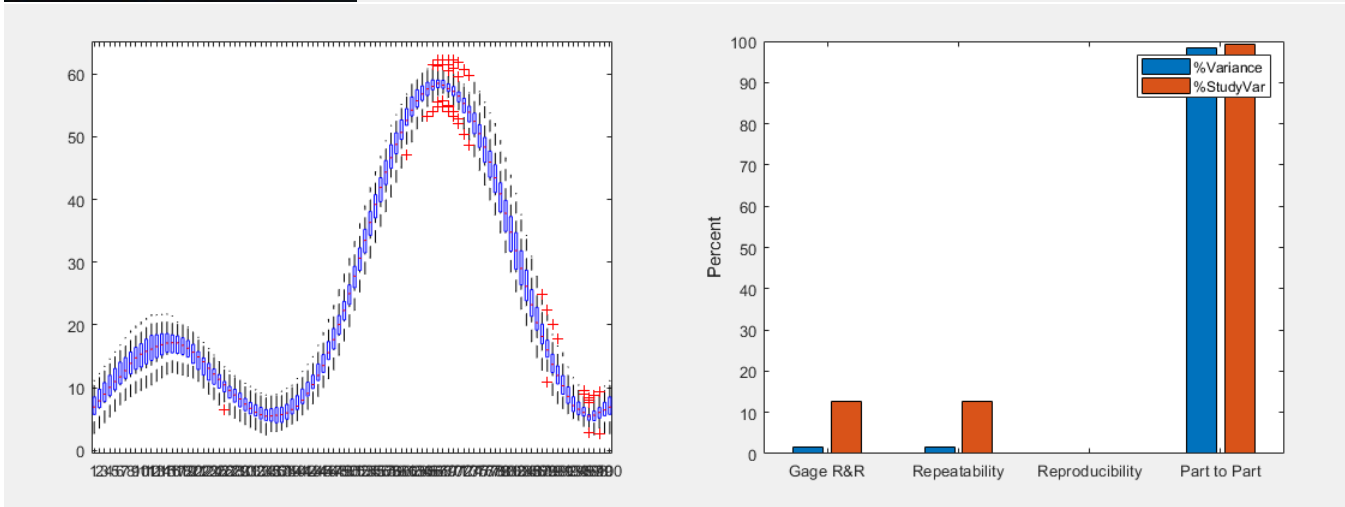
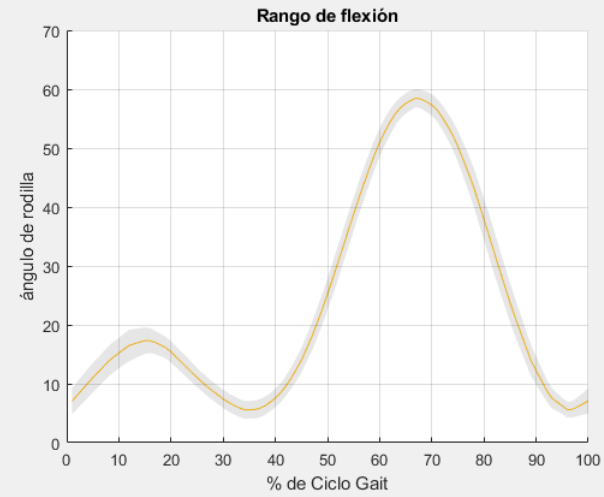
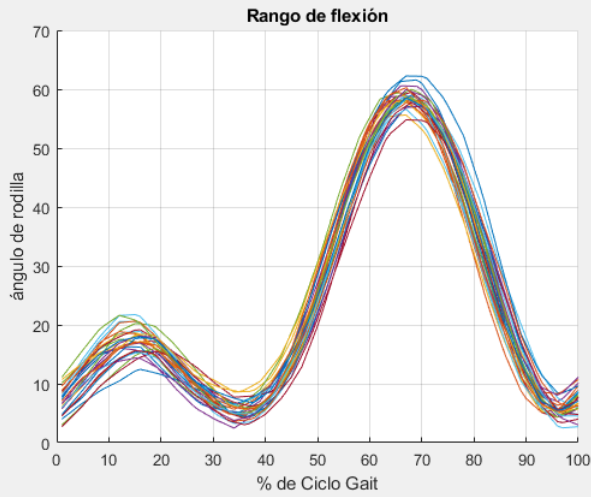
Paciente femenino 2: Short claro 1



Número de categorías distintas (NDC):11

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 12.22

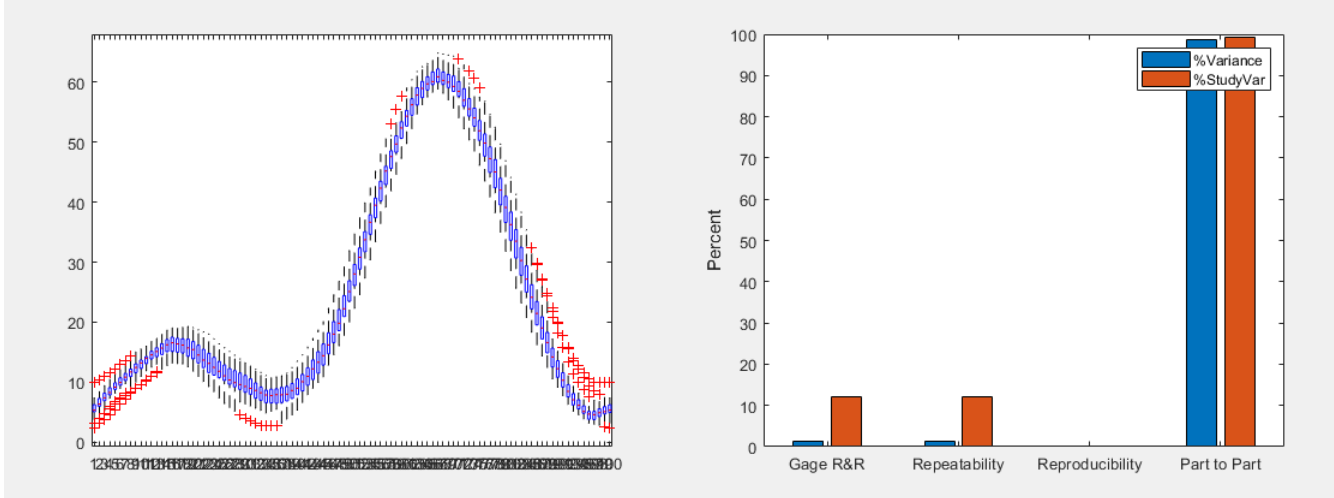
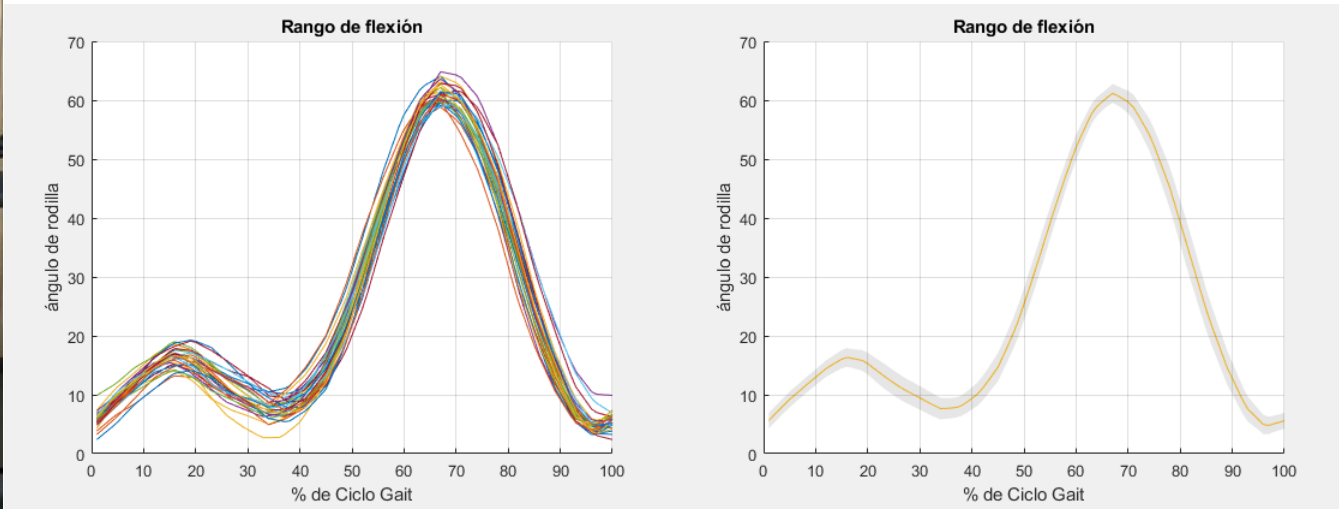
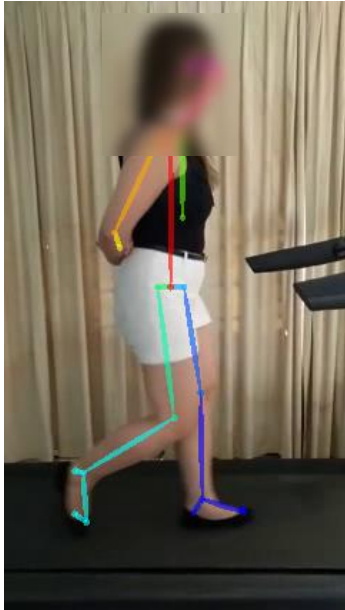
Paciente femenino 2: Short claro 2



Número de categorías distintas (NDC):11

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 12.65

Paciente femenino 2: Short claro 3



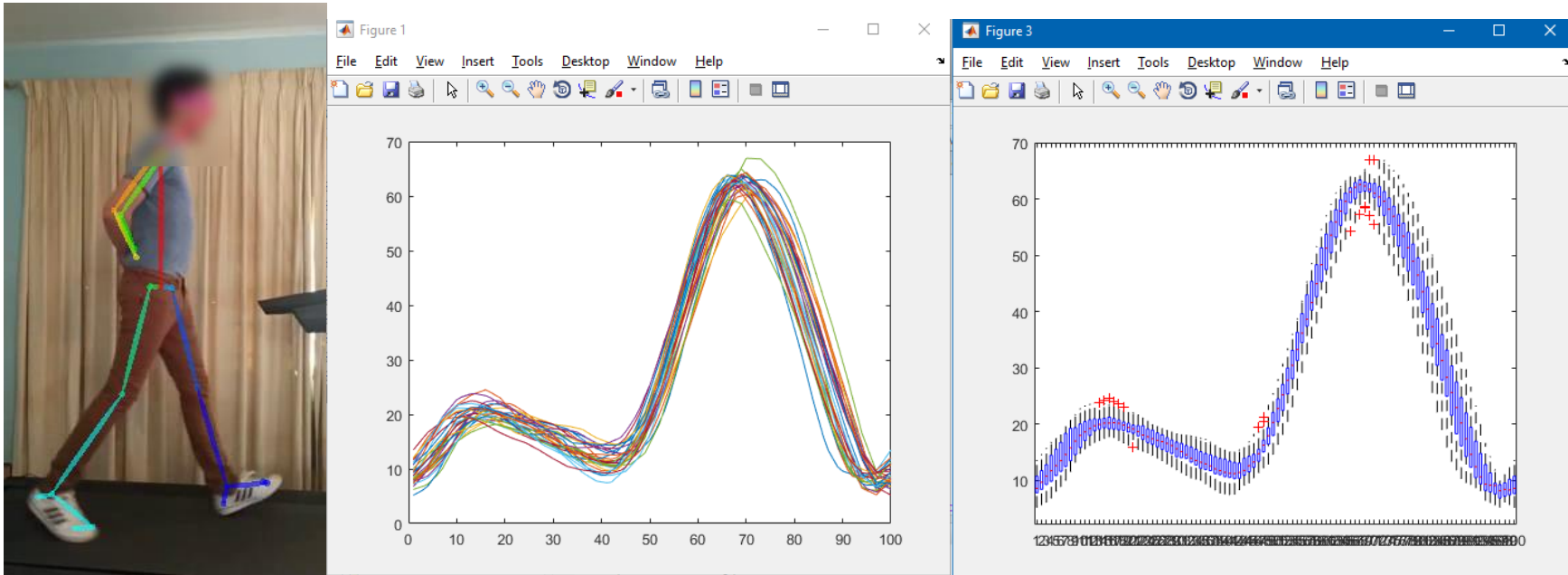
Número de categorías distintas (NDC):12

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 12.06

Paciente femenino 2: Tabla de información recopilada

| Caso Paciente femenino 2 | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|-----------------------------|---|---|--------------------------------|
| Pantalón oscuro 1 | 6 | 22.72 | Aceptable |
| Pantalón oscuro 2 | 7 | 20.46 | Aceptable |
| Pantalón oscuro 3 | 6 | 21.72 | Aceptable |
| Pantalón oscuro 4 | 6 | 22.45 | Aceptable |
| Short Blanco 1 | 11 | 12.22 | Aceptable |
| Short Blanco 1 | 11 | 12.65 | Aceptable |
| Short Blanco 1 | 12 | 12.06 | Aceptable |

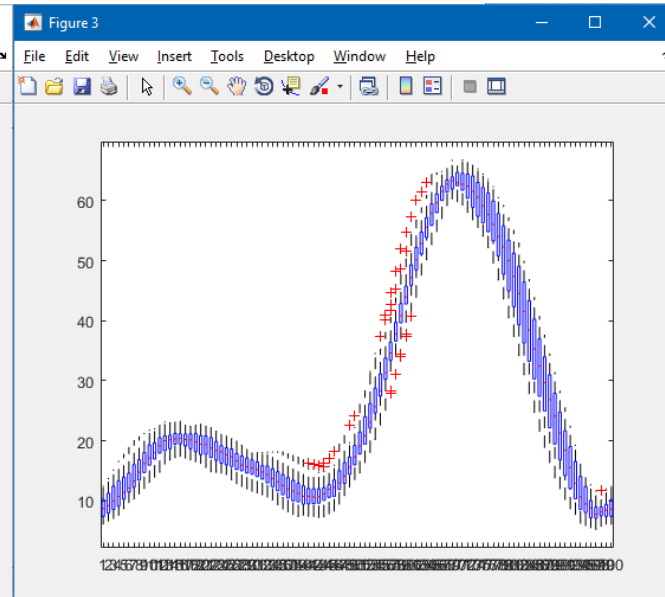
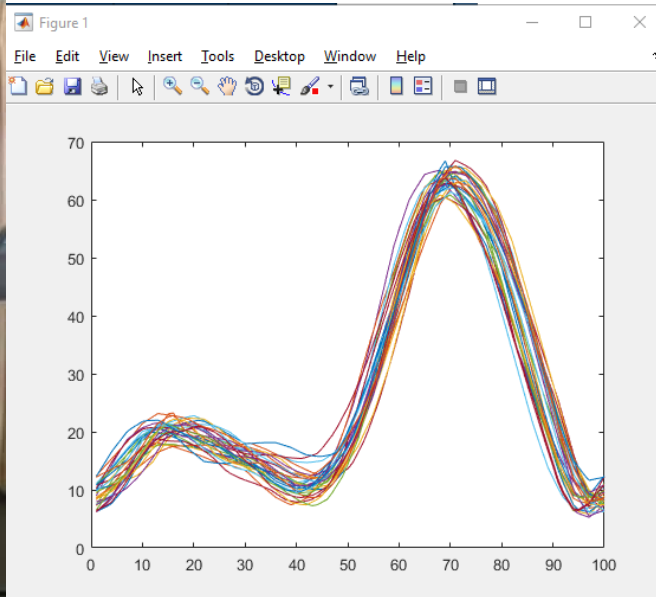
Paciente masculino 1: Pantalón blanco 1



Número de categorías distintas (NDC):8

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 17.27

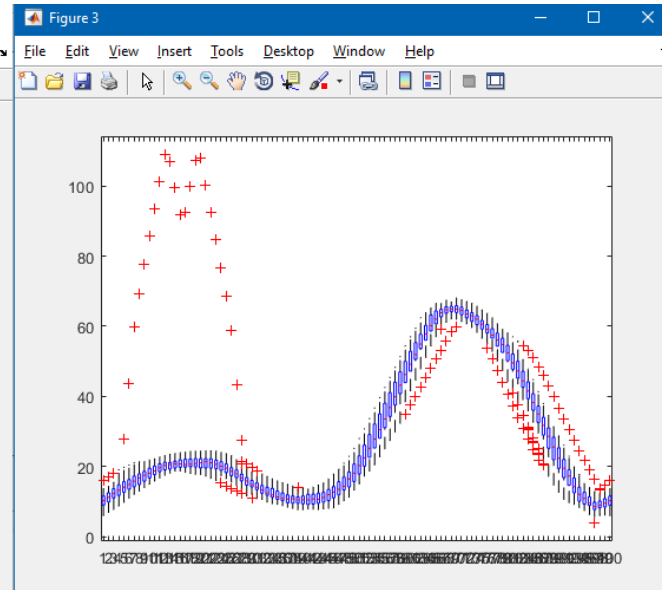
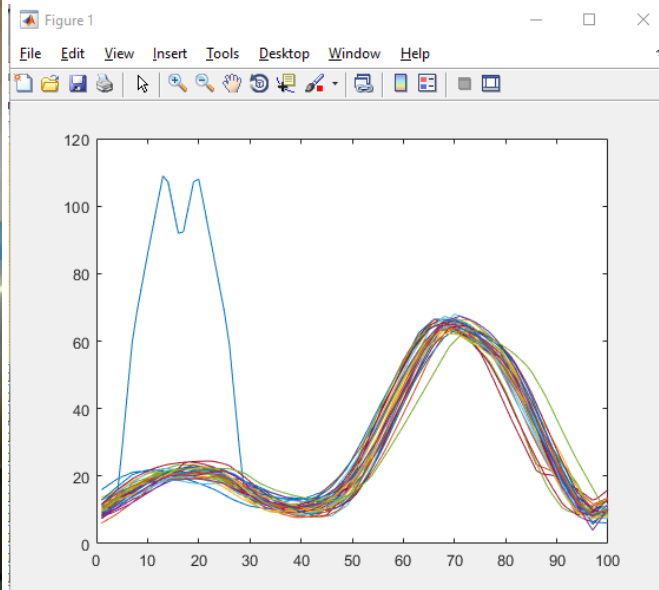
Paciente masculino 1: Pantalón claro 2



Número de categorías distintas (NDC):9

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 16.31

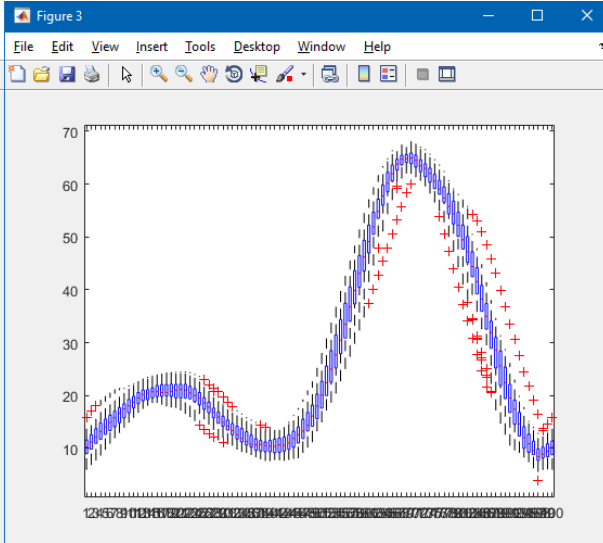
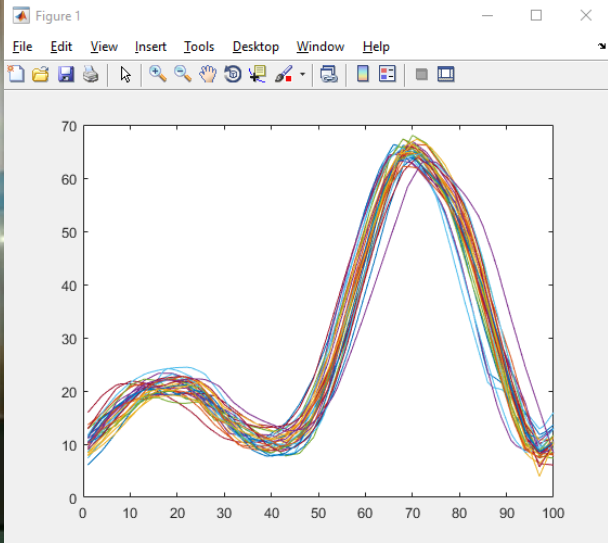
Paciente masculino 1: Pantalón claro 3 con error



Número de categorías distintas (NDC):4

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 32.96

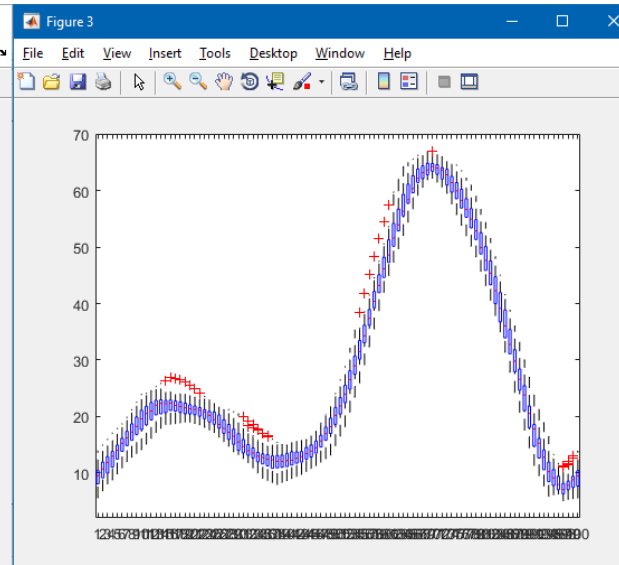
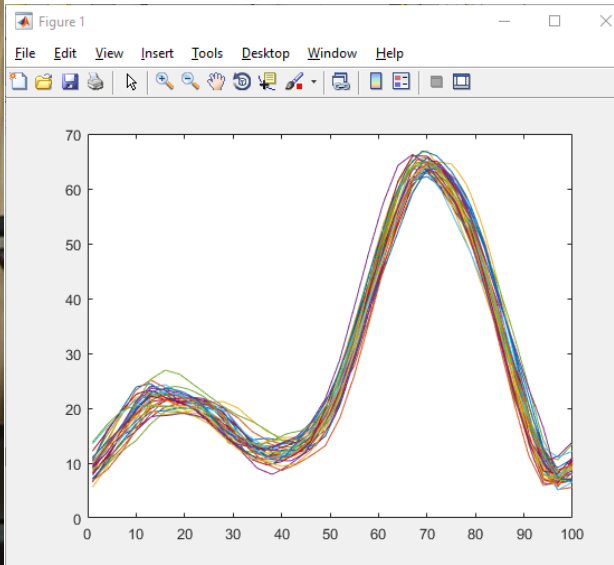
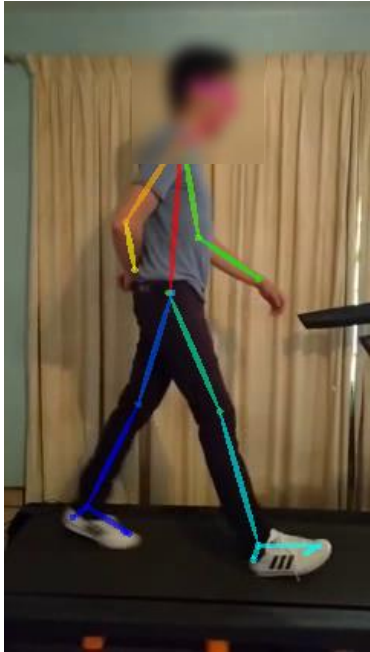
Paciente masculino 1: Pantalón claro 3 sin error



Número de categorías distintas (NDC):9

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 15.98

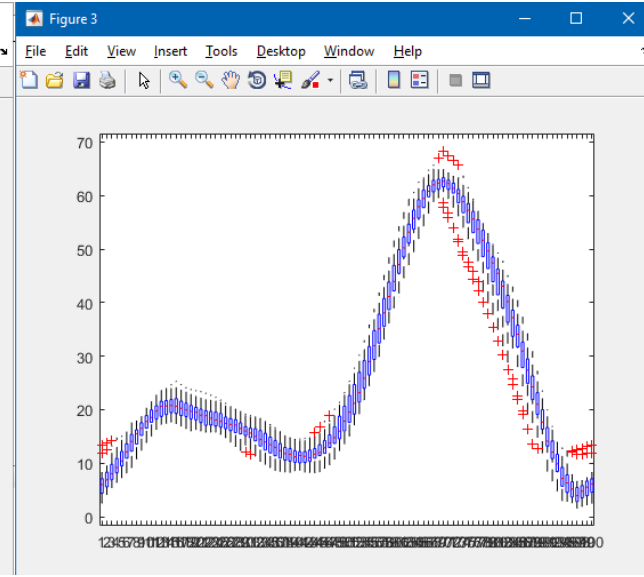
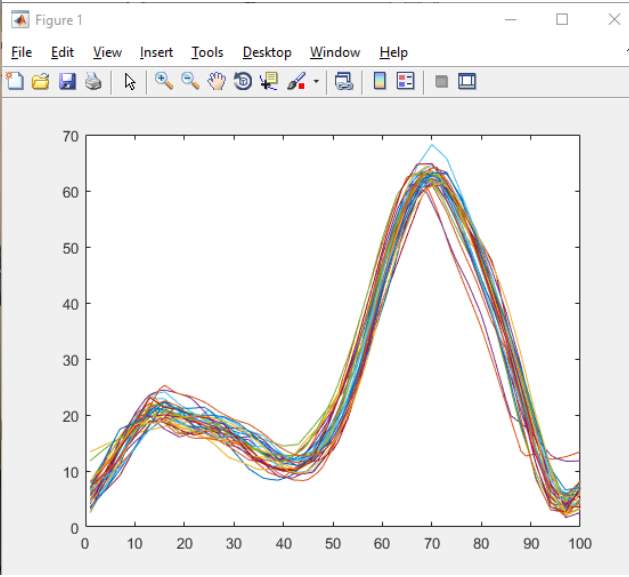
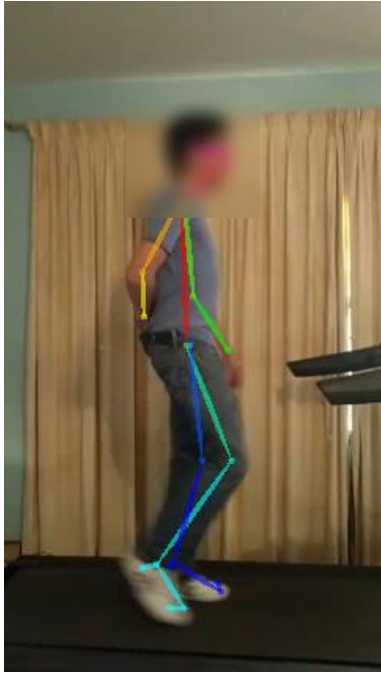
Paciente masculino 1: Pantalón oscuro



Número de categorías distintas (NDC):12

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 11.59

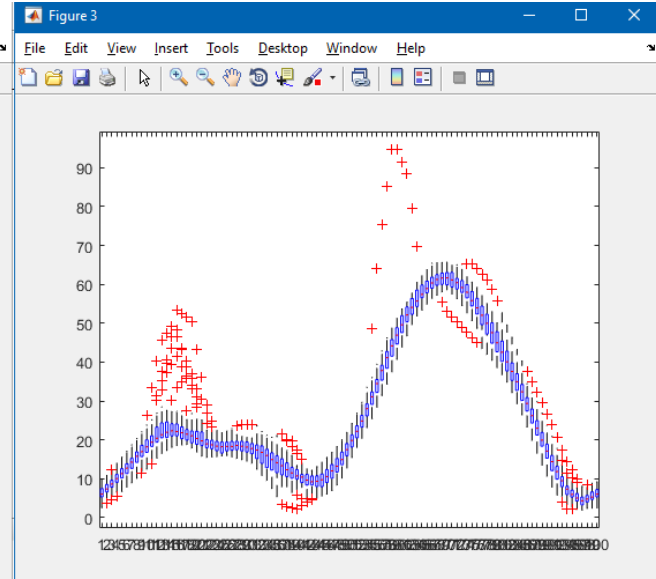
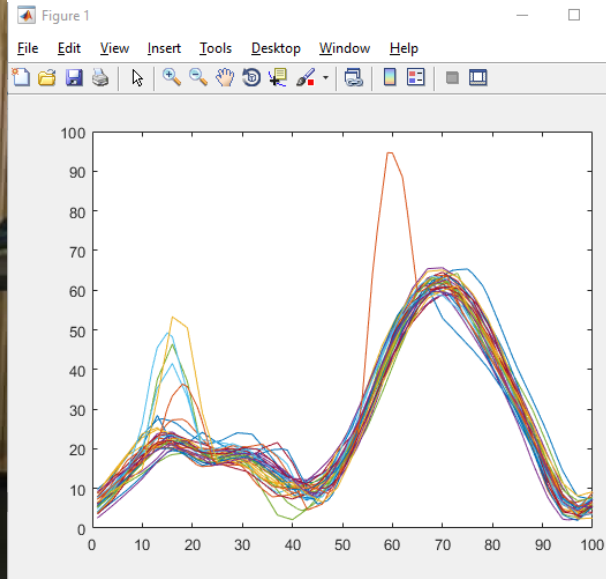
Paciente masculino 1: Pantalón holgado



Número de categorías distintas (NDC):10

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 14.22

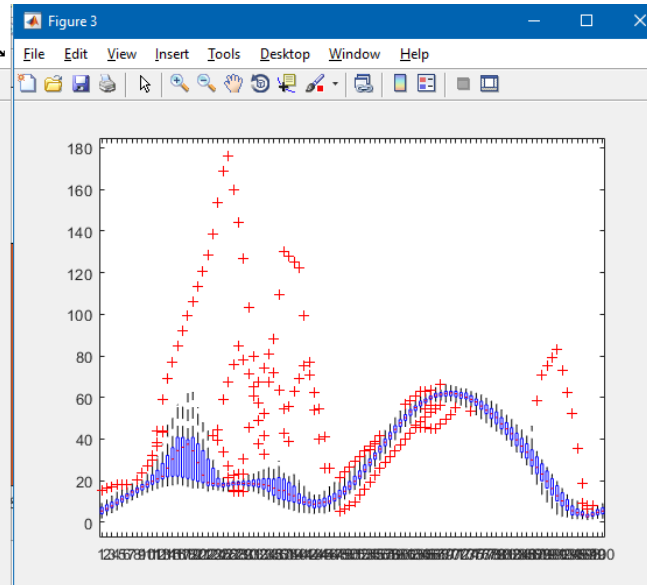
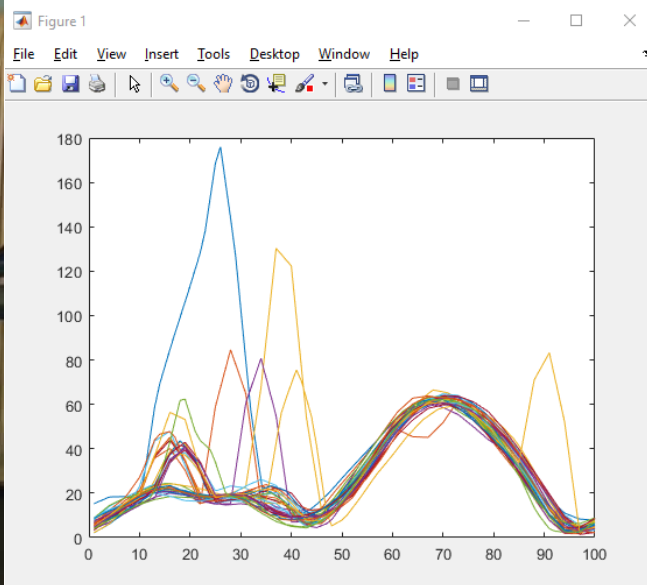
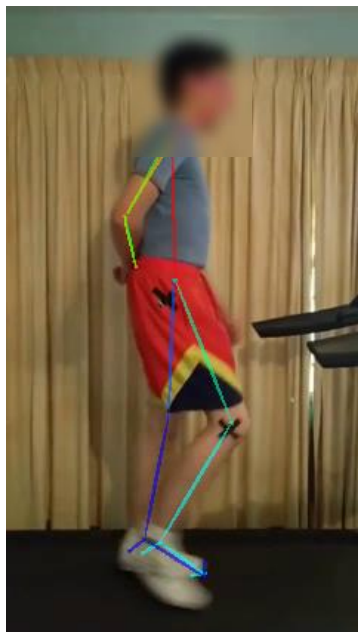
Paciente masculino 1: Short holgado 1



Número de categorías distintas (NDC):6

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 21.82

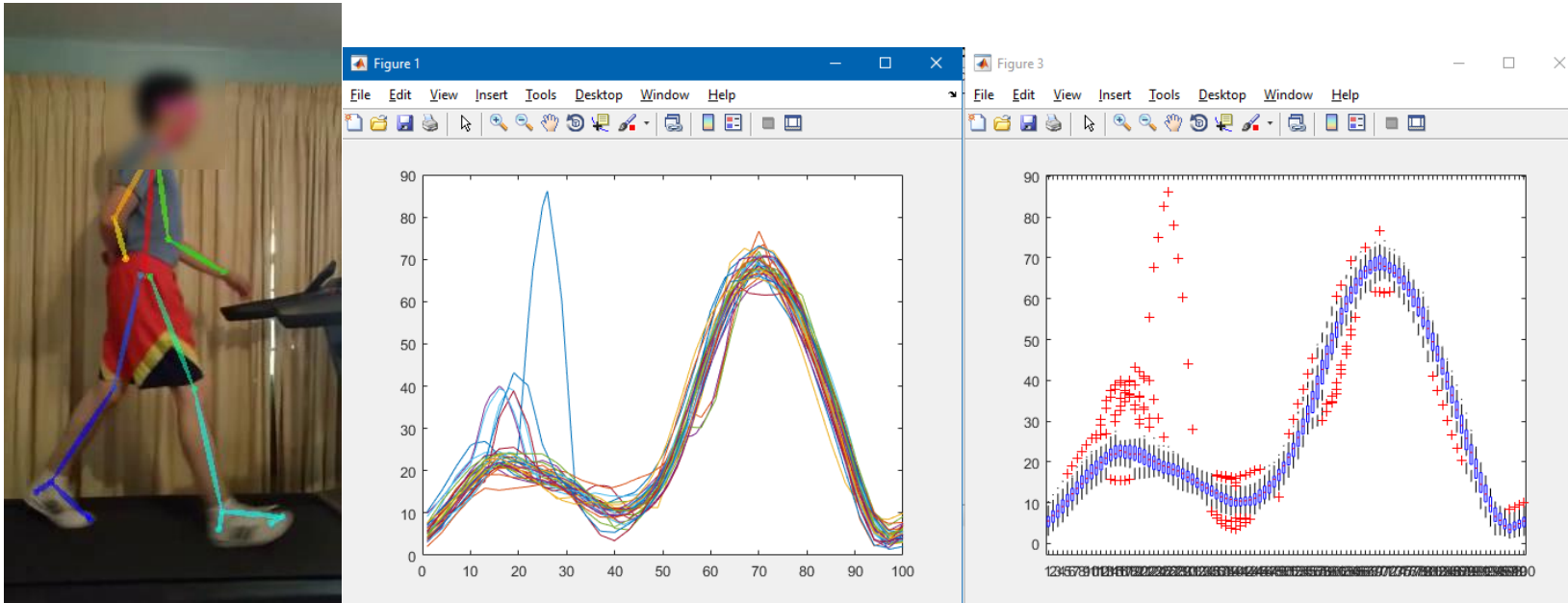
Paciente masculino 1: Short holgado 2



Número de categorías distintas (NDC):2

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 54.78

Paciente masculino 1: Short holgado 3



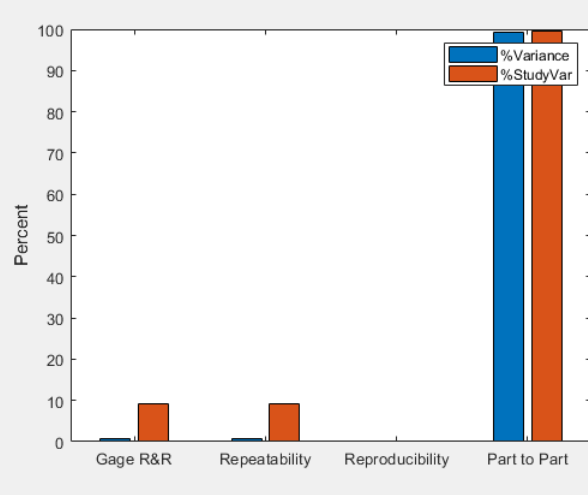
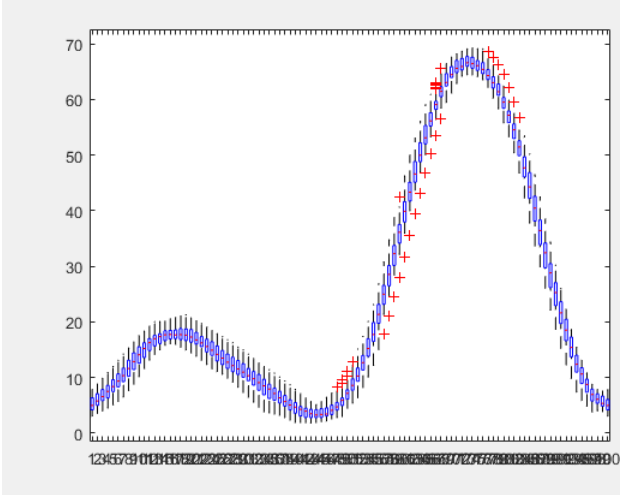
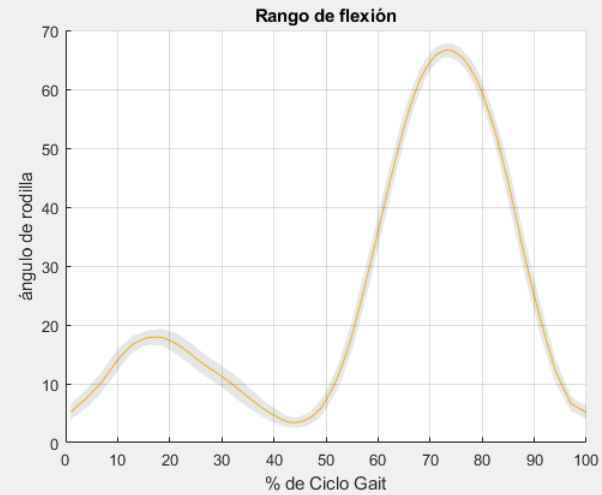
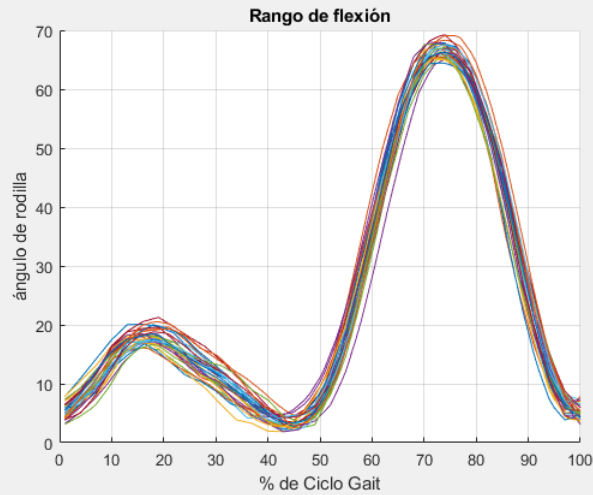
Número de categorías distintas (NDC):7

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 20.42

Paciente masculino 1: Tabla de información recopilada

| Caso Paciente masculino 1 | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|------------------------------|---|---|--------------------------------|
| Pantalón claro 1 | 8 | 17.27 | Aceptable |
| Pantalón claro 2 | 9 | 16.31 | Aceptable |
| Pantalón claro 3 (con error) | 4 | 32.96 | No capaz |
| Pantalón claro 3 (sin error) | 9 | 15.98 | Aceptable |
| Pantalón oscuro | 12 | 11.59 | Aceptable |
| Pantalón holgado | 10 | 14.22 | Aceptable |
| Short holgado 1 | 6 | 21.82 | Aceptable |
| Short holgado 2 | 2 | 54.78 | NO capaz |
| Short holgado 3 | 7 | 20.42 | Aceptable |

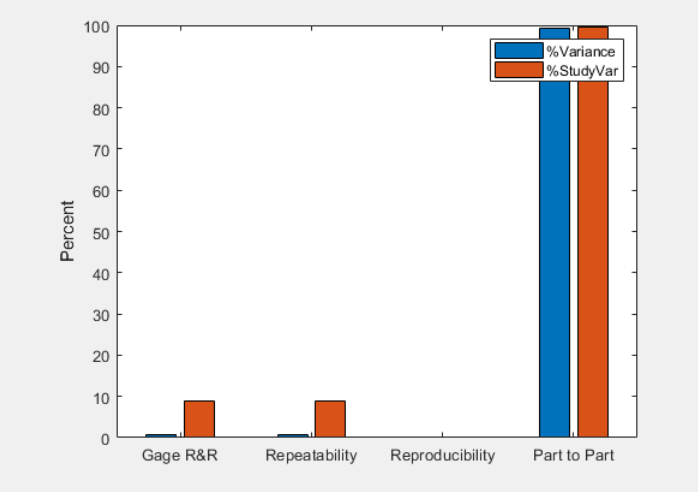
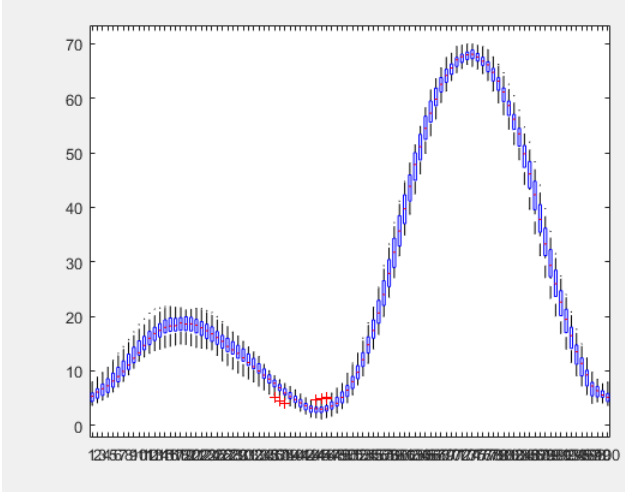
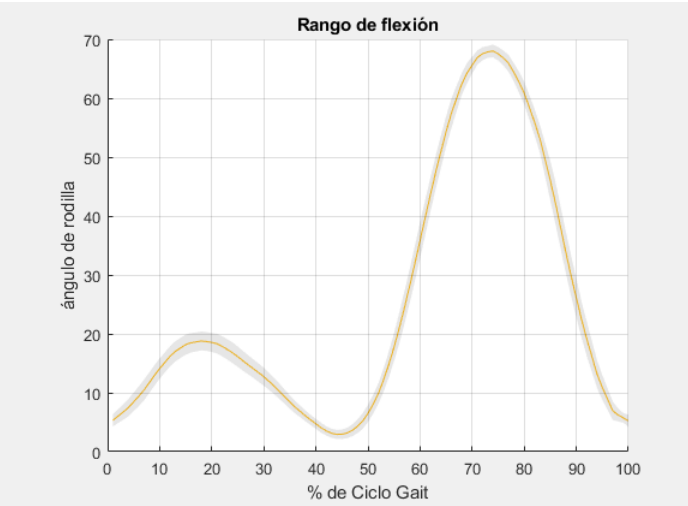
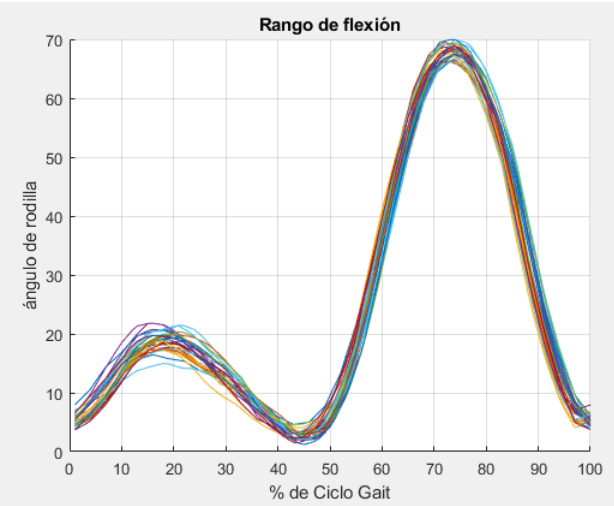
Paciente masculino 2: short 1



Número de categorías distintas (NDC):15

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.12

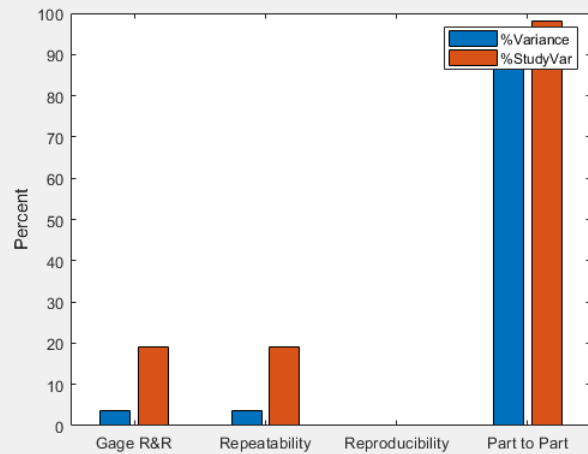
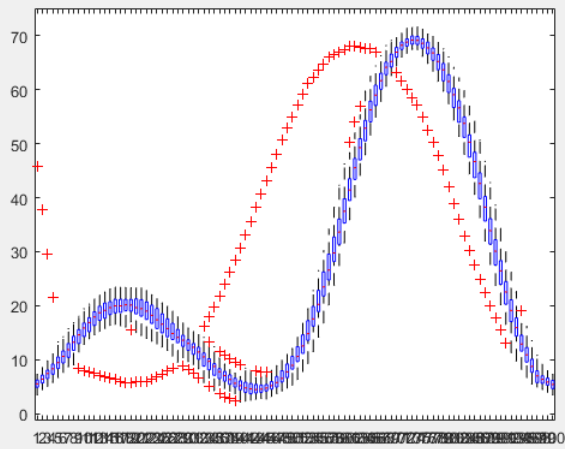
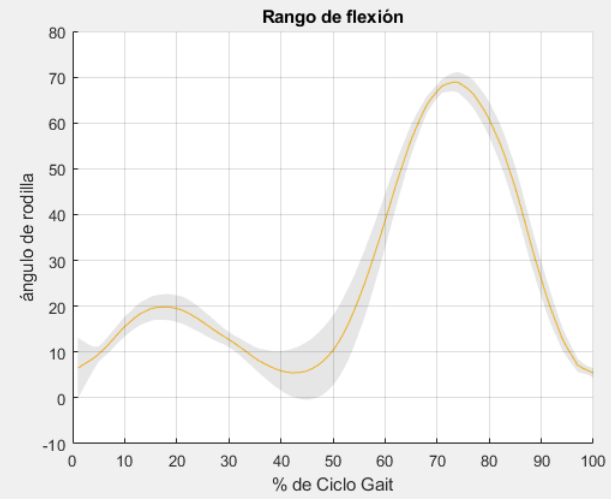
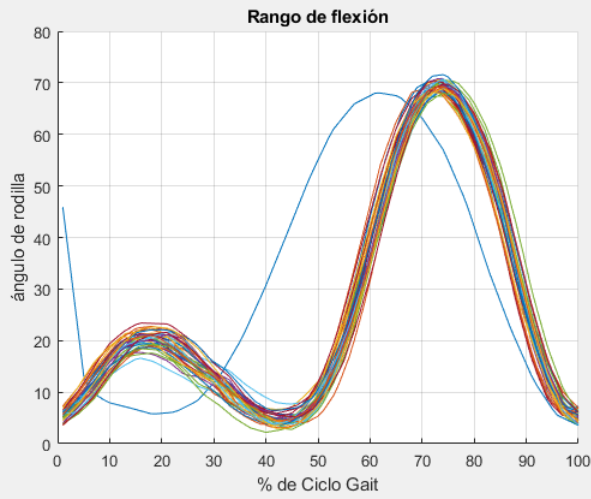
Paciente masculino 2: short 2



Número de categorías distintas (NDC):16

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.02

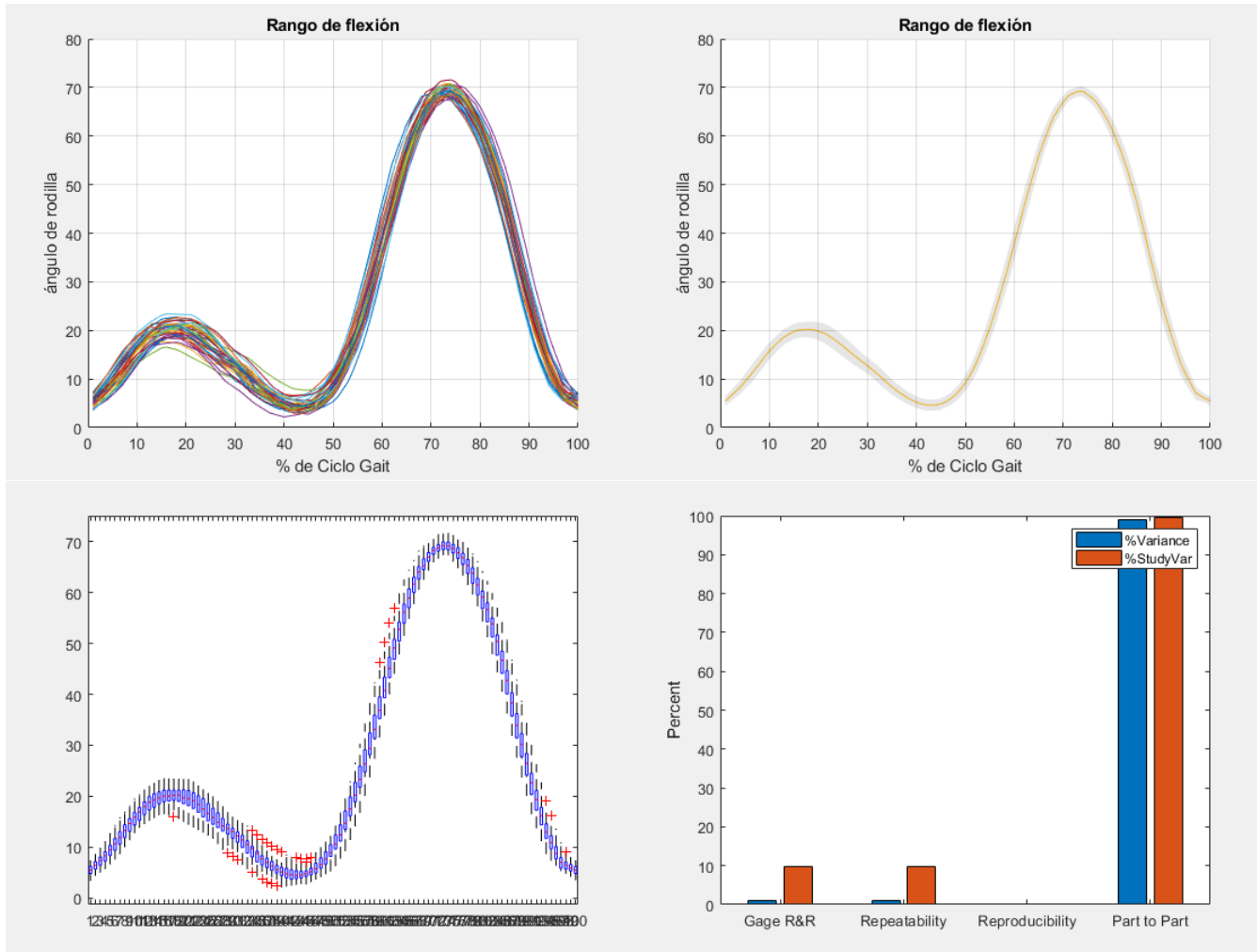
Paciente masculino 2: short 3 con error



Número de categorías distintas (NDC):7

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 19.03

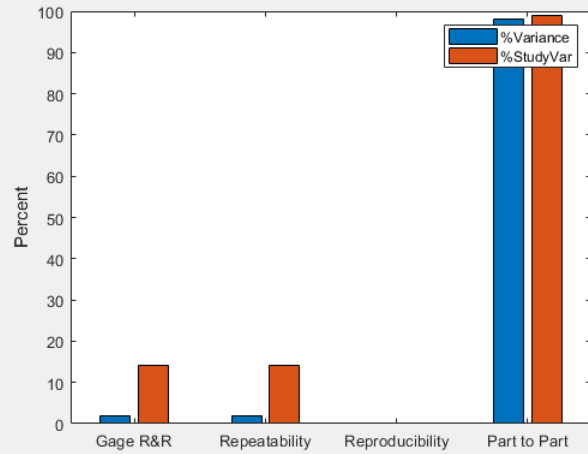
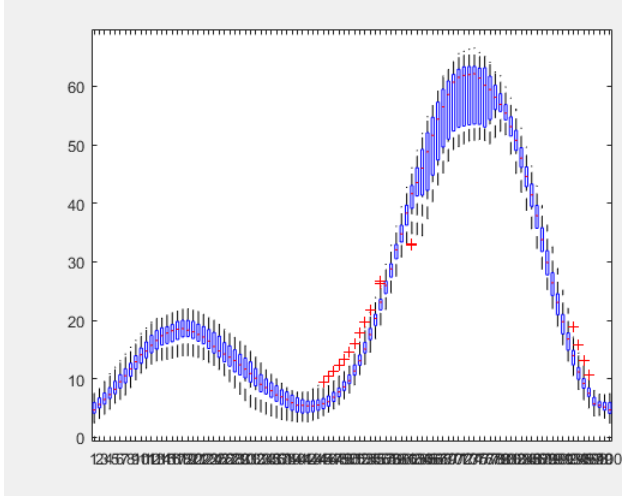
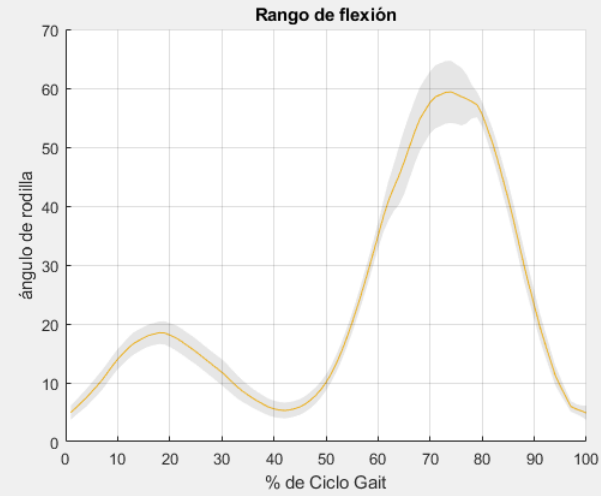
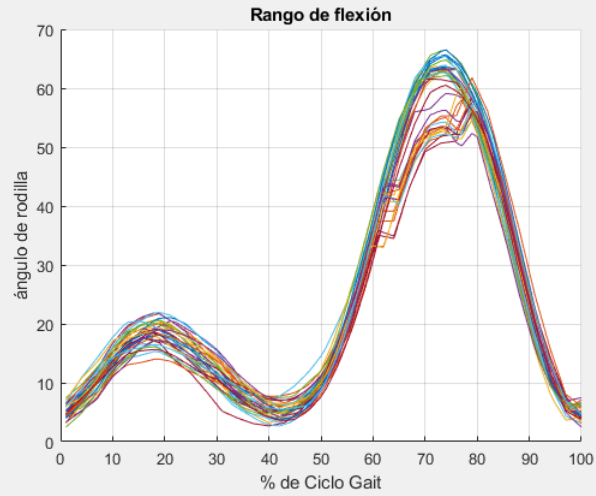
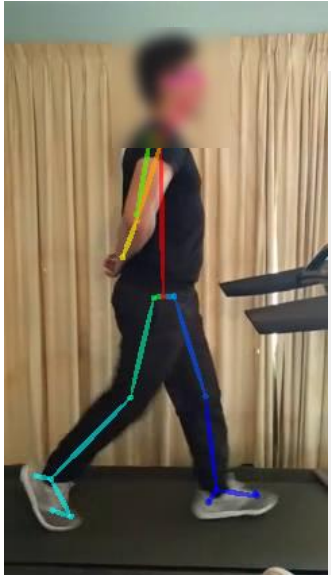
Paciente masculino 2: short 3 sin error



Número de categorías distintas (NDC):14

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 9.85

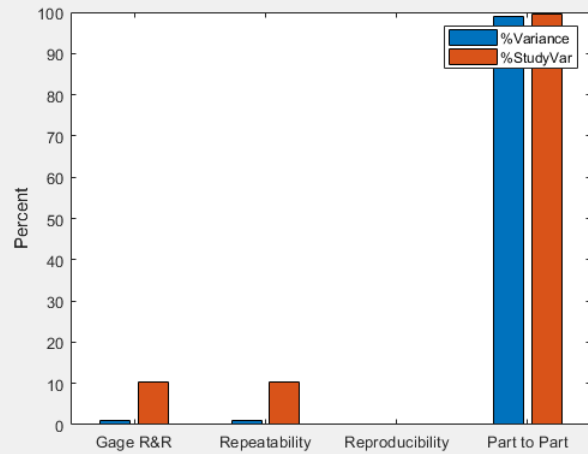
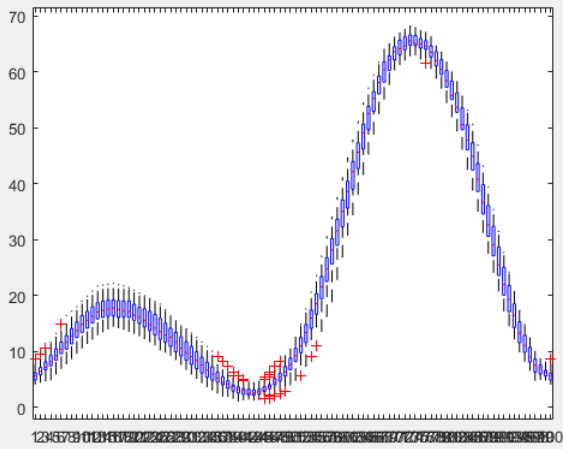
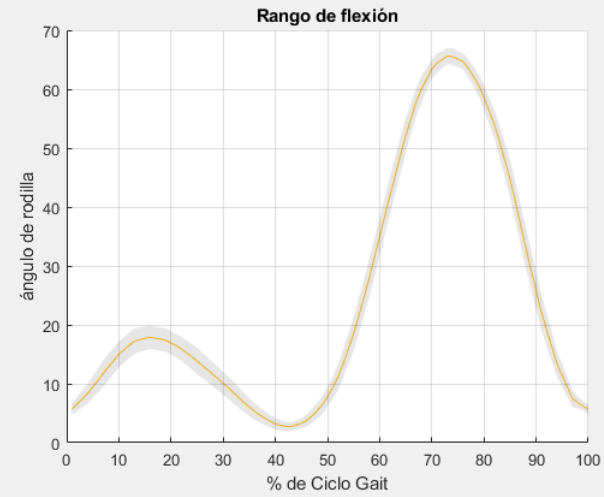
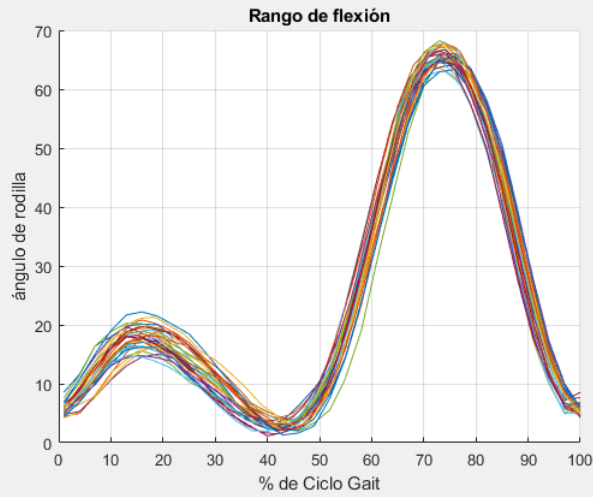
Paciente masculino 2: pantalón oscuro holgado



Número de categorías distintas (NDC):10

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 14.24

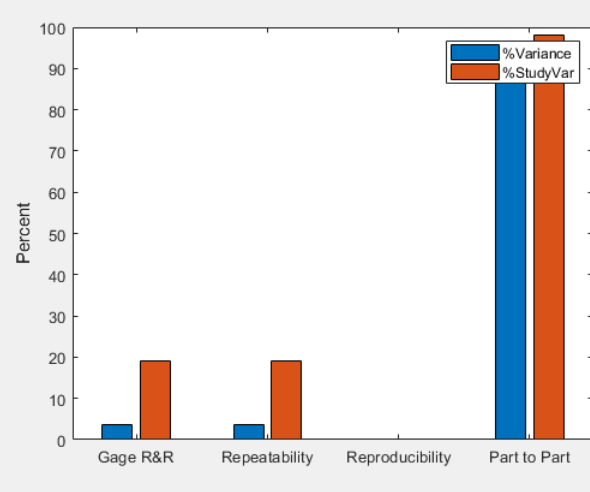
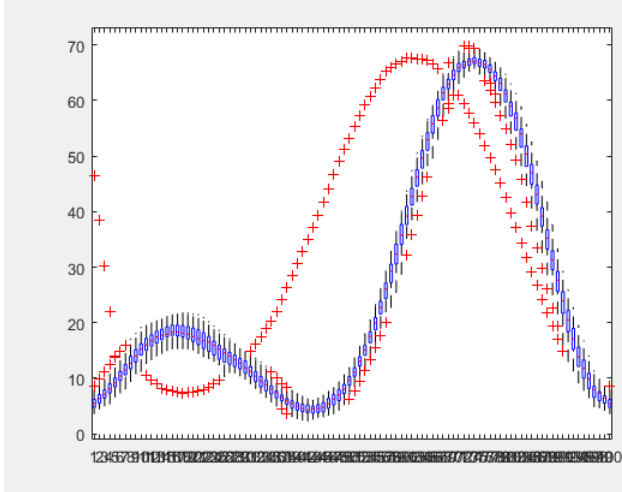
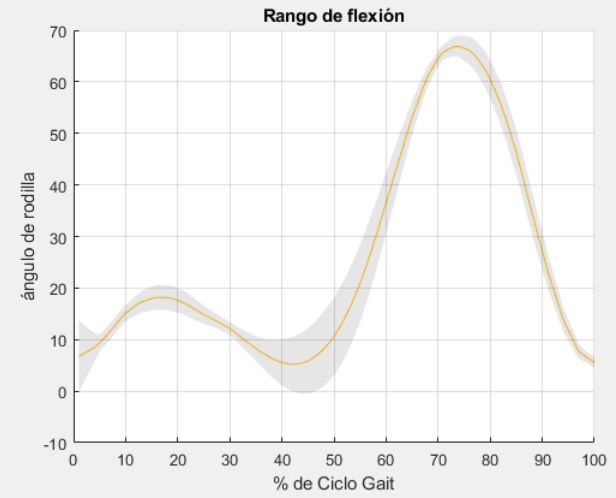
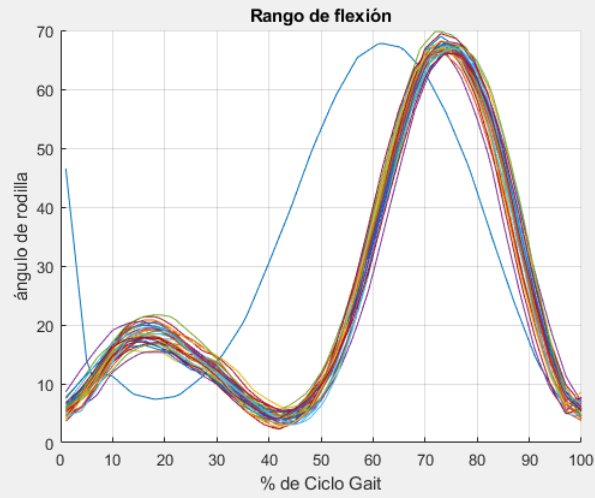
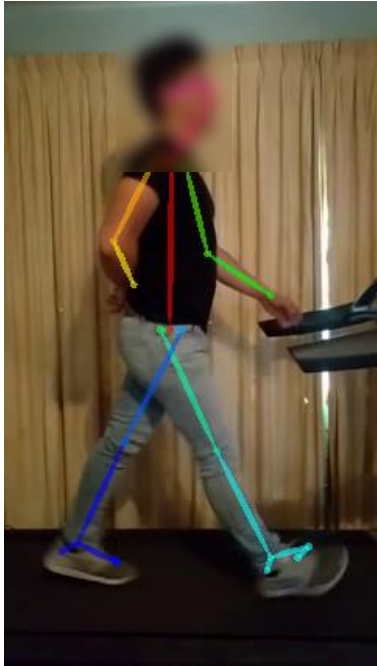
Paciente masculino 2: pantalón claro 1



Número de categorías distintas (NDC):14

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 10.31

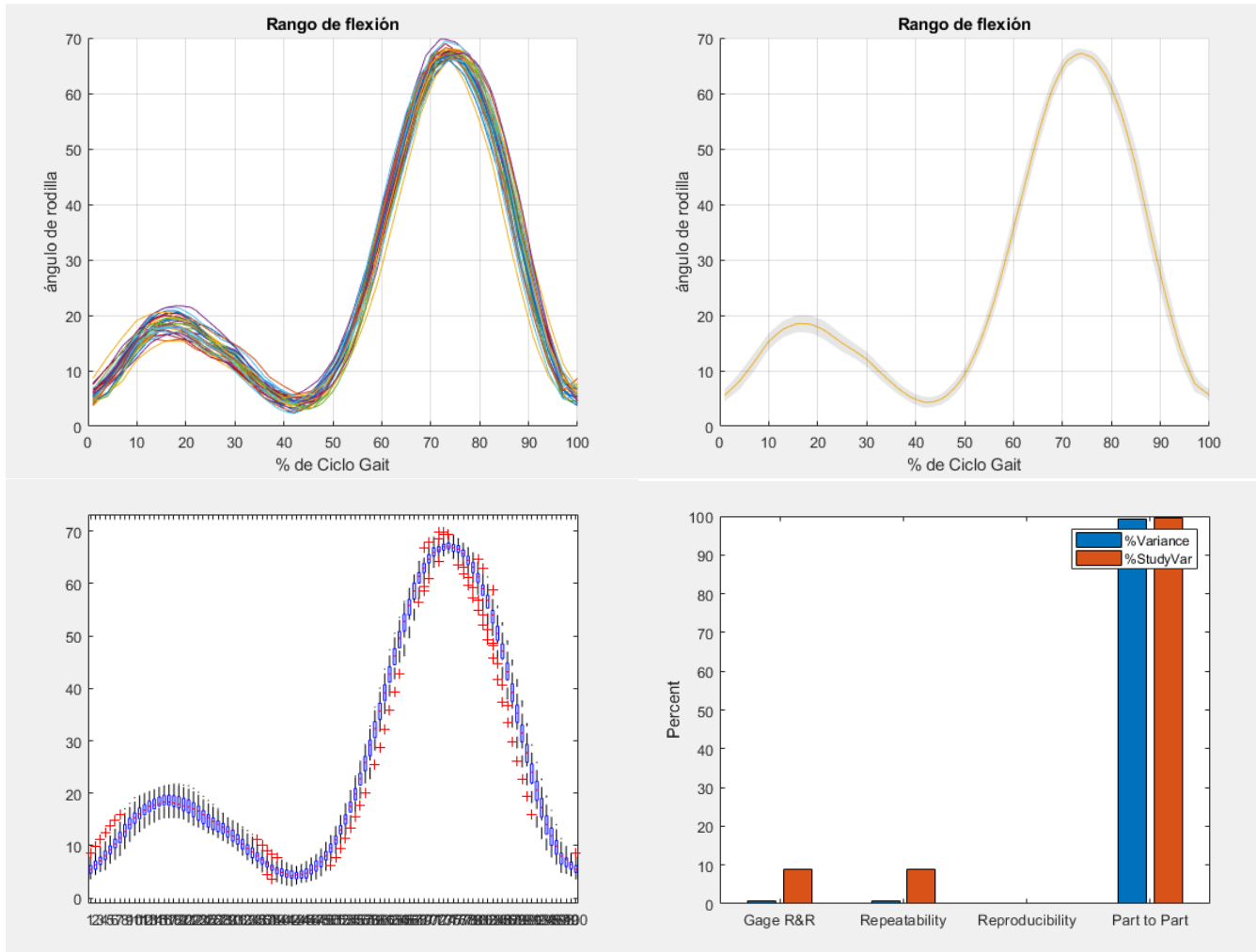
Paciente masculino 2: pantalón claro 2 con error



Número de categorías distintas (NDC):7

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 19.18

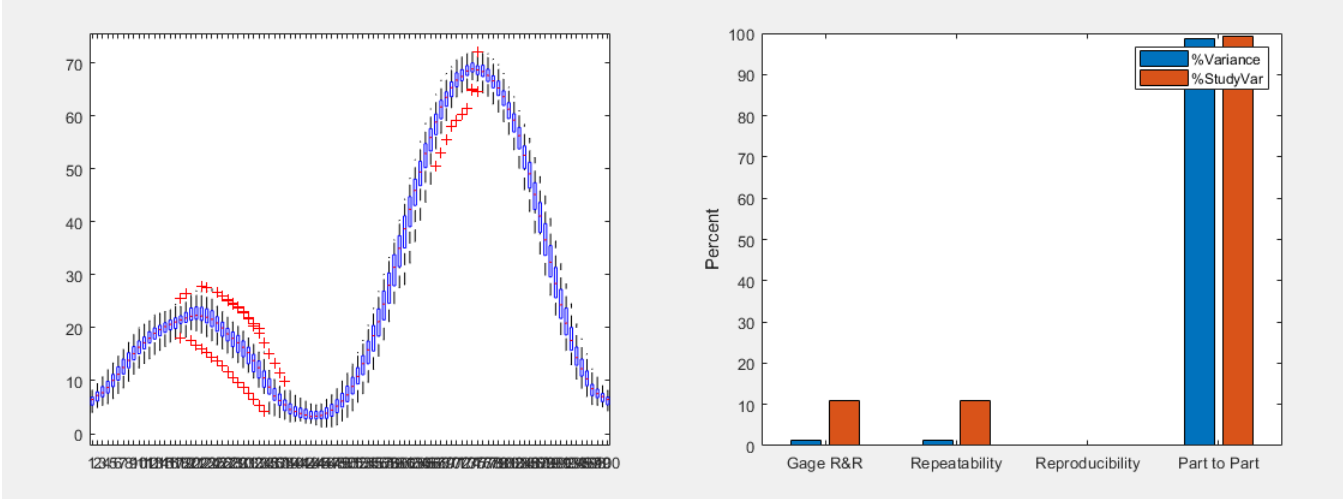
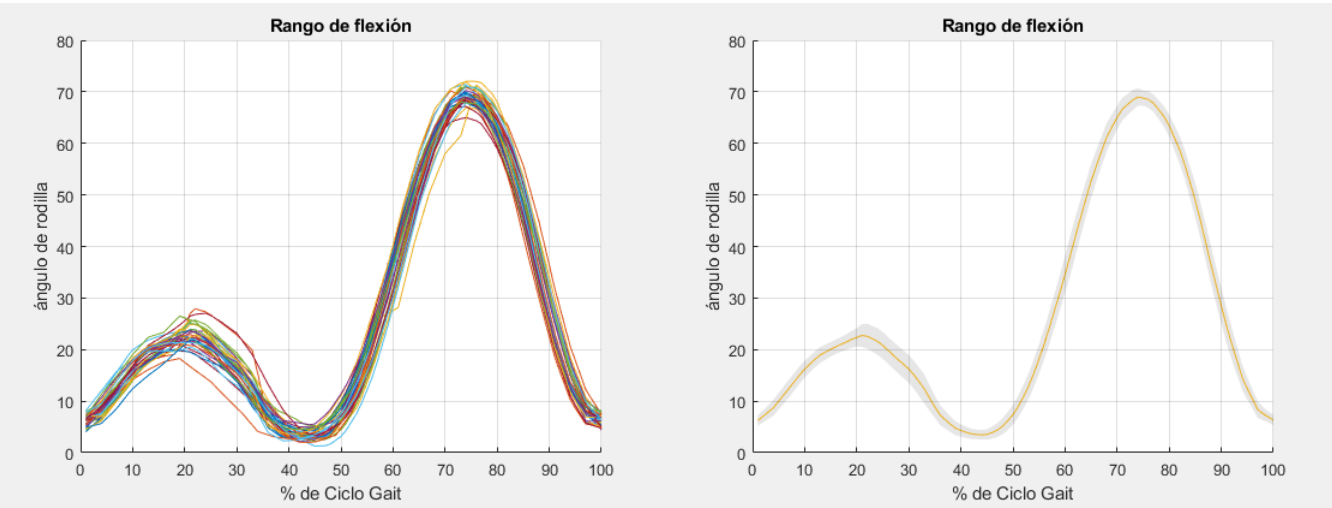
Paciente masculino 2: pantalón claro 2 sin error



Número de categorías distintas (NDC):16

Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 8.80

Paciente masculino 2: Pantalón oscuro ajustado



Número de categorías distintas (NDC):13

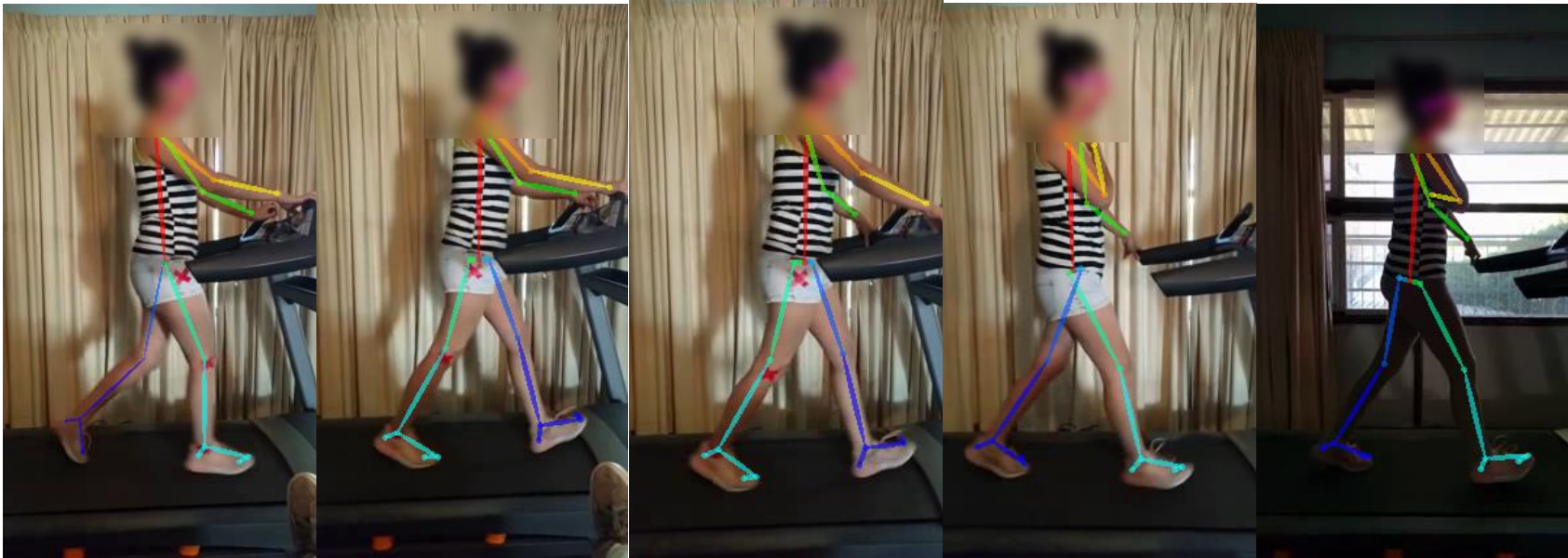
Porcentaje del total de variaciones del Gage R&R (PRR): 10.96

Paciente masculino 1: Tabla de información recopilada

| Caso Paciente masculino 2 | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|------------------------------|---|---|--------------------------------|
| Short 1 | 15 | 9.12 | Capaz |
| Short 2 | 16 | 9.02 | Capaz |
| Short 3 (con error) | 7 | 19.03 | Aceptable |
| Short 3 (sin error) | 14 | 9.85 | Capaz |
| Pantalón oscuro holgado | 10 | 14.24 | Aceptable |
| Pantalón claro 1 | 14 | 10.31 | Aceptable |
| Pantalón claro 2 (con error) | 7 | 19.18 | Aceptable |
| Pantalón claro 2 (sin error) | 16 | 8.80 | Capaz |
| Pantalón oscuro ajustado | 13 | 10.96 | Aceptable |

Anexo F - Experimentos con análisis estadísticos de reproducibilidad

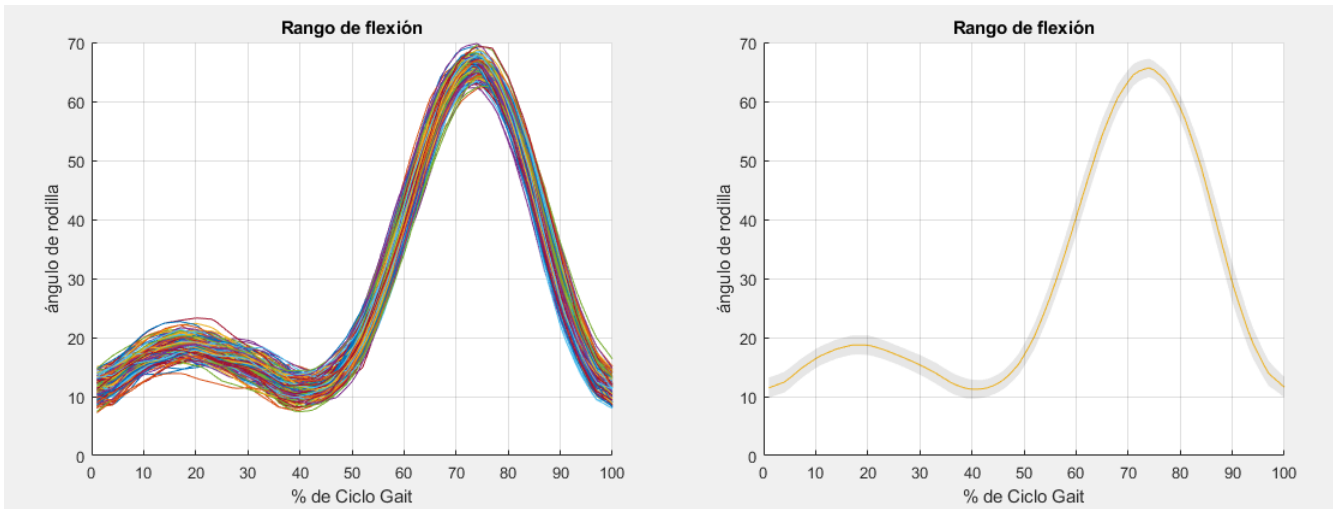
Primer análisis de reproducibilidad del sistema usando 5 experimentos con buena repetibilidad, un mismo sujeto.



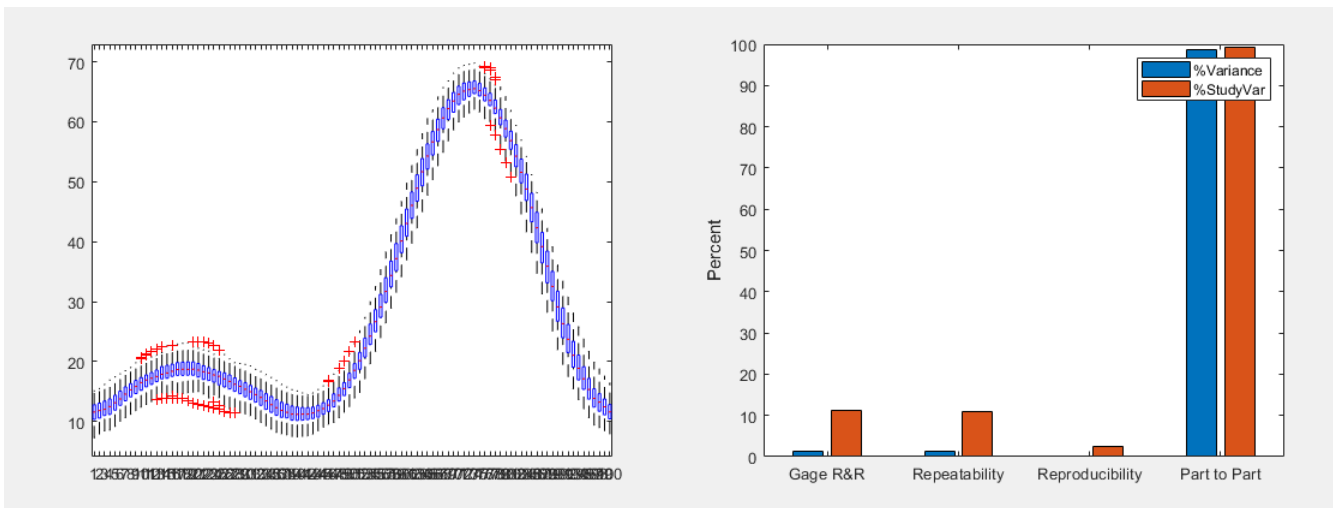
Anexo F. 1. Fotogramas de 5 diferentes experimentos los cuales se combinaron para el experimento de reproducibilidad.

Número de categorías distintas (NDC):12

% del total de variaciones del estudio R&R (PRR): 11.33



Anexo F. 2. 154 ciclos de la marcha provenientes de 5 experimentos diferentes.



Anexo F. 3. Análisis de varianzas y gráficas de barra de aporte a la variación por el estudio R&R, el aporte de la repetibilidad, el aporte de la reproducibilidad y el aporte parte a parte (nulificado para este estudio).

Código usado:

```
clc; clear; close all;

%% Cargar variables
load('chidoLoreLuz.mat');
load('chidoLoreSB1.mat');
load('chidoLoreSB2.mat');
load('chidoLoreSB3.mat');
load('chidoLoreSB4.mat');

superchido=zeros(154,100);

%% Juntar las matrices, las partes y los
operadores
%%El 1
aux=1;
cont=0;
for i=1:100
    for j=1:32
        superchido(cont+j,i)=LoreLuz(j,i);

        y(aux)=LoreLuz(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=1;
        aux=aux+1;
    end
end
%% El 2
cont=32;
for i=1:100
    for j=1:32
        superchido(cont+j,i)=LoreSB1(j,i);
        y(aux)=LoreSB1(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=2;
        aux=aux+1;
    end
end
%% El 3
cont=63;
for i=1:100
    for j=2:32
        superchido(cont+j,i)=LoreSB2(j,i);
        y(aux)=LoreSB2(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=3;
        aux=aux+1;
    end
end
%% El 4
cont=95;
for i=1:100
    for j=1:29
        superchido(cont+j,i)=LoreSB3(j,i);
        y(aux)=LoreSB3(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=4;
        aux=aux+1;
    end
end

%% El 5
cont=124;
for i=1:100
    for j=1:30
        superchido(cont+j,i)=LoreSB4(j,i);
        y(aux)=LoreSB4(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=5;
        aux=aux+1;
    end
end
%% Ploteo de la super matriz
figure(1)
plot(superchido')
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
mkdir estadistica
ruta='estadistica/lgait.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

cuernito=mean(superchido);
leche=std(superchido);
confplot(cuernito,leche);
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/2gaitchido.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

%% Prueba de varianzas
vartestn(superchido,'TestType','LeveneAbsolute')
figure(3)
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/3levene.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

%% Prueba de ANOVA
figure(4)
gagerr(y',{partes',operador})

frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/4gagerr.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

close all;
```

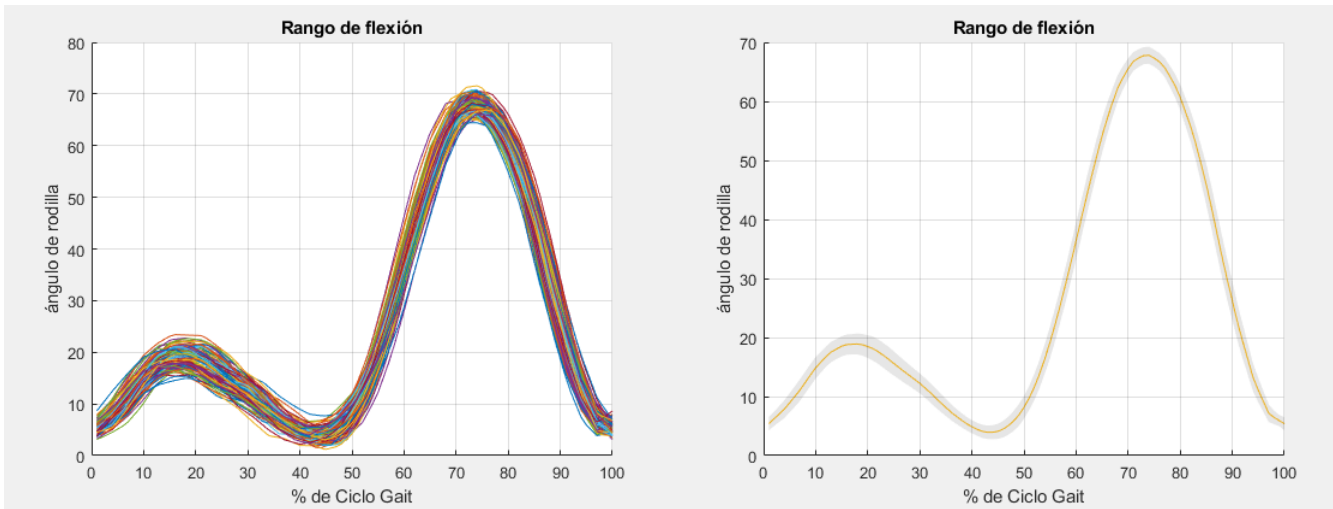
Segundo análisis de reproducibilidad del sistema usando 5 experimentos con buena repetibilidad, un mismo sujeto.



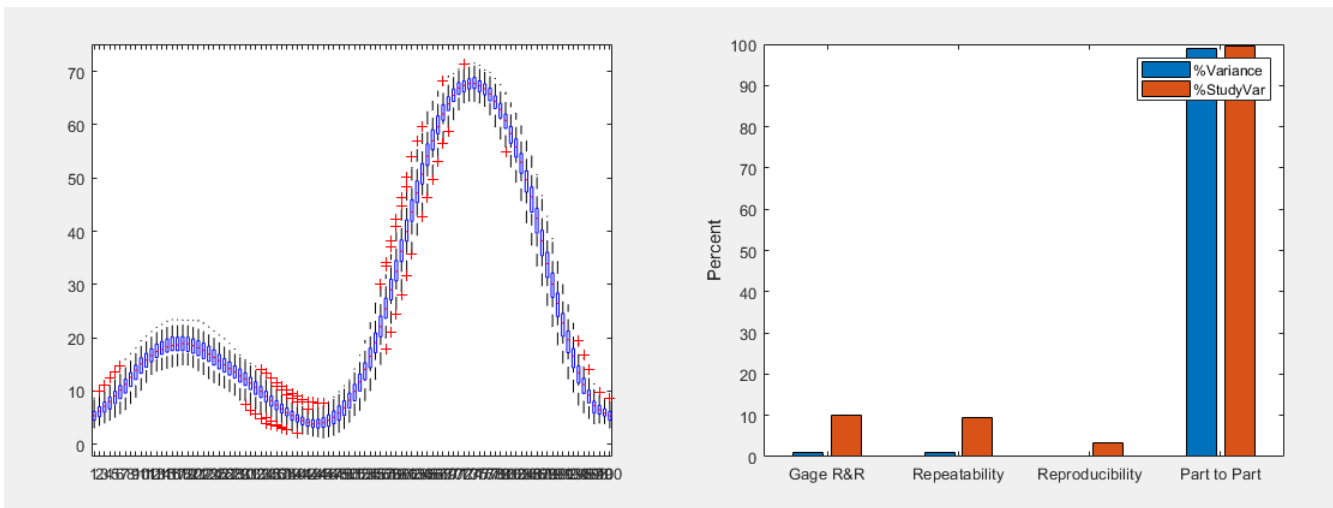
Anexo F. 4. Fotografías de 4 diferentes experimentos los cuales se combinaron para el experimento de reproducibilidad.

Número de categorías distintas (NDC):14

% del total de variaciones del estudio R&R (PRR): 10.10



Anexo F. 5. 130 ciclos de la marcha provenientes de 4 experimentos diferentes.



Anexo F. 6. Análisis de varianzas y gráficas de barra de aporte a la variación por el estudio R&R, el aporte de la repetibilidad, el aporte de la reproducibilidad y el aporte parte a parte (nulificado para este estudio).

Código usado:

```
clc; clear; close all;

%% Cargar variables
load('angel1.mat');
load('angel2.mat');
load('angel3.mat');
load('angel4.mat');

superchido=zeros(130,100);

%% Juntar las matrices, las partes y los operadores
%%El 1
aux=1;
cont=0;
for i=1:100
    for j=1:30
        superchido(cont+j,i)=angel1(j,i);

        y(aux)=angel1(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=1;
        aux=aux+1;
    end
end
%% El 2
cont=30;
for i=1:100
    for j=1:29
        superchido(cont+j,i)=angel2(j,i);
        y(aux)=angel2(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=2;
        aux=aux+1;
    end
end
%% El 3
cont=59;
for i=1:100
    for j=1:37
        superchido(cont+j,i)=angel3(j,i);
        y(aux)=angel3(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=3;
        aux=aux+1;
    end
end
%% El 4
cont=96;
for i=1:100
    for j=1:34
        superchido(cont+j,i)=angel4(j,i);
        y(aux)=angel4(j,i);
        partes(aux)=i;
        operador(aux)=4;
        aux=aux+1;
    end
end

%% Ploteo de la super matriz
figure(1)
plot(superchido')
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
mkdir estadistica
ruta='estadistica/1gait.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

cuernito=mean(superchido);
leche=std(superchido);
confplot(cuernito,leche);
grid on; box off;
xlabel('% de Ciclo Gait');
ylabel('ángulo de rodilla');
title('Rango de flexión');
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/2gaitchido.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

%% Prueba de varianzas
vartestn(superchido,'TestType','LeveneAbsolute')
figure(3)
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/3levene.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

%% Prueba de ANOVA
figure(4)
gagerr('y',{partes,operador})

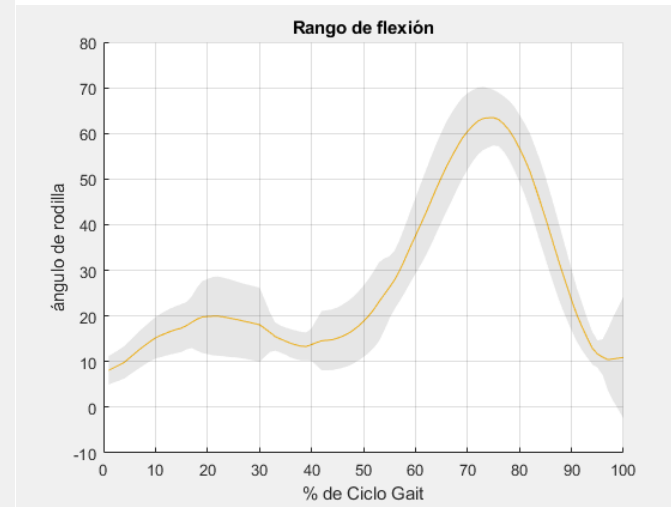
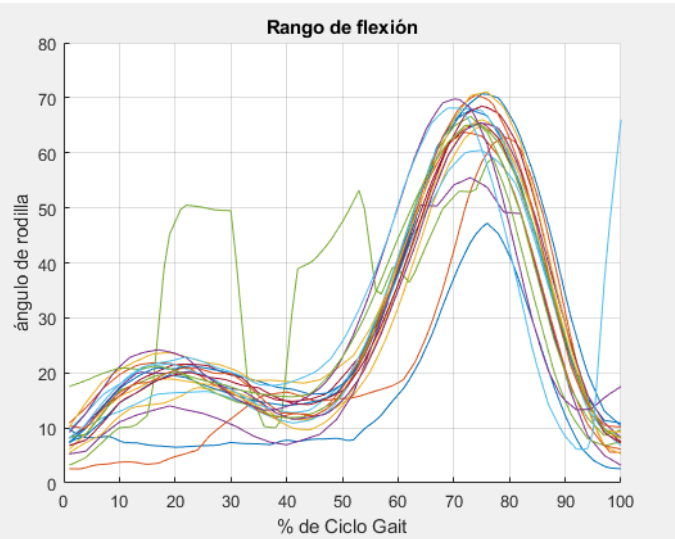
frame = getframe(gcf);
ruta='estadistica/4gagerr.png';
imwrite(frame.cdata,ruta);

close all;
```

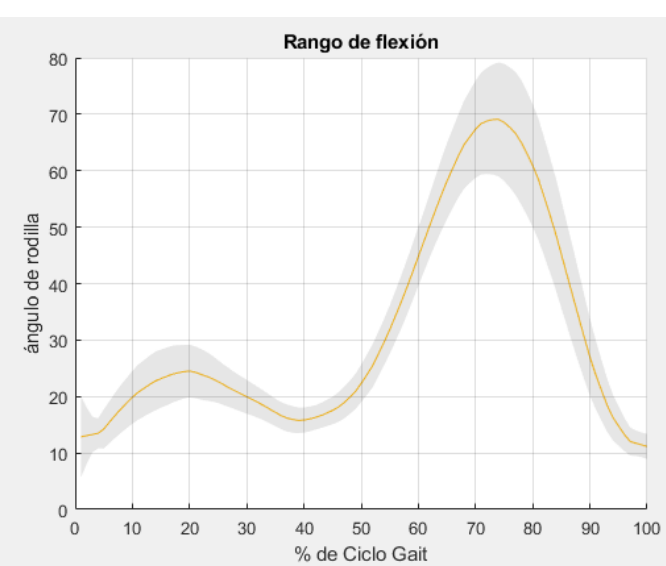
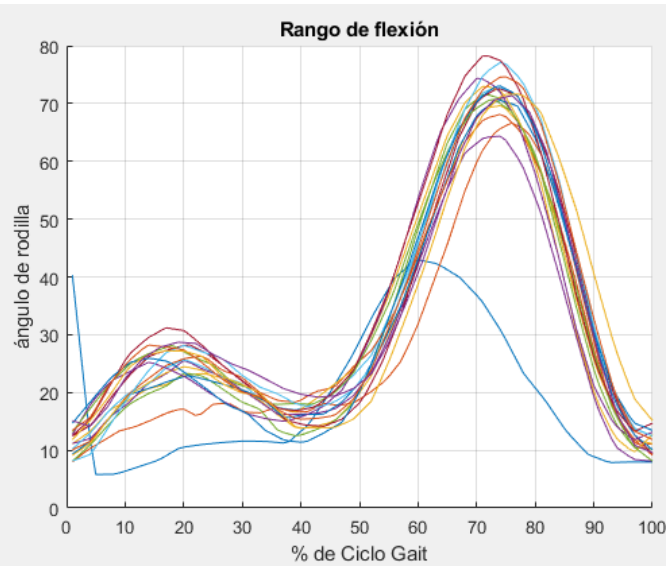
Anexo G - Experimentos en pasillo

Experimentos en pasillo no controlados

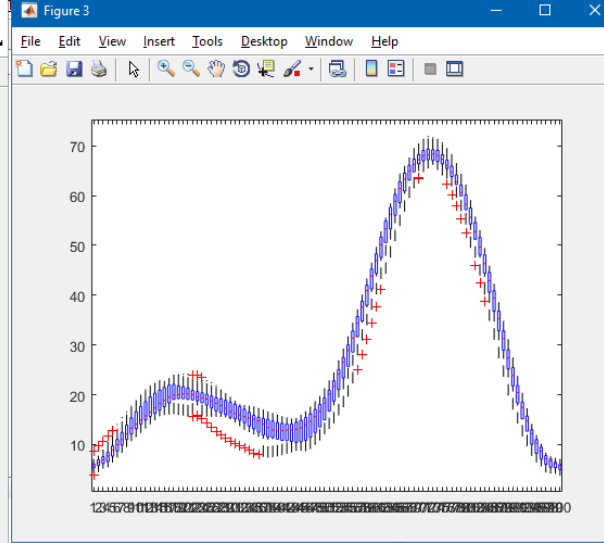
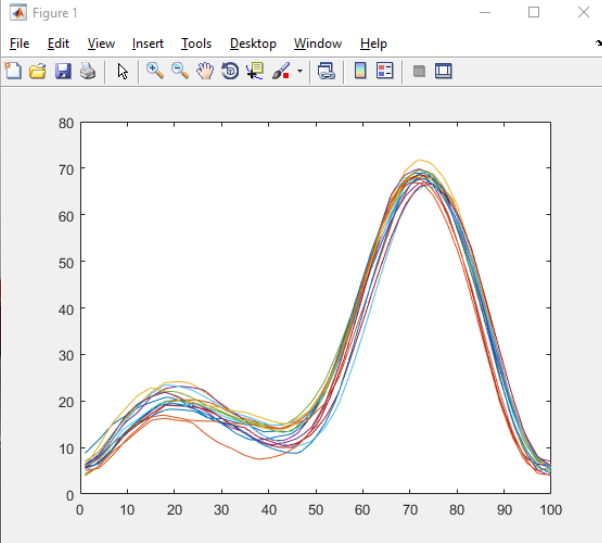
Short



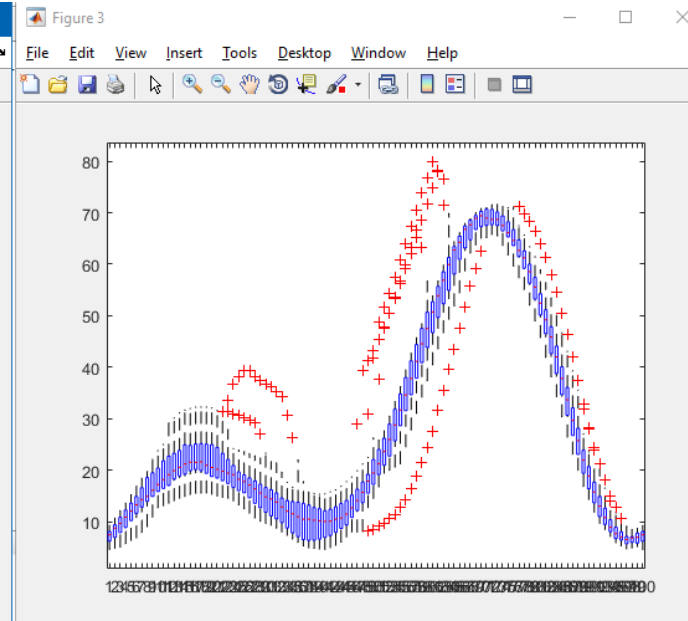
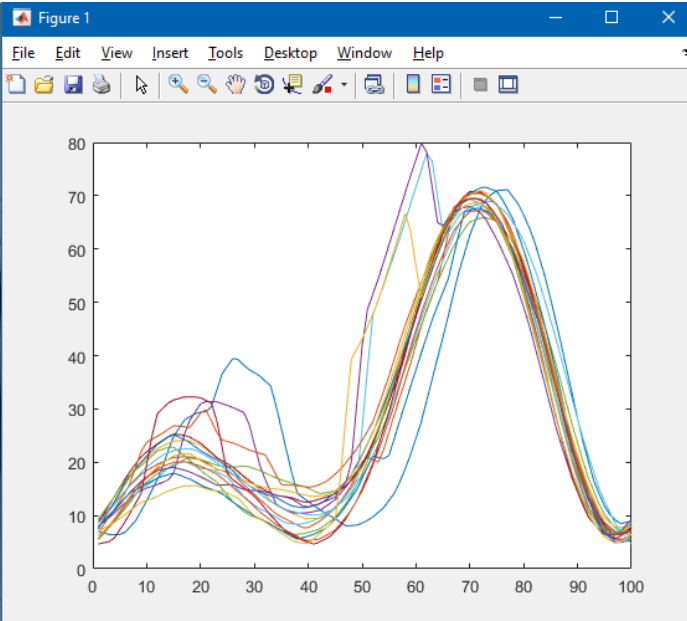
Pantalón claro



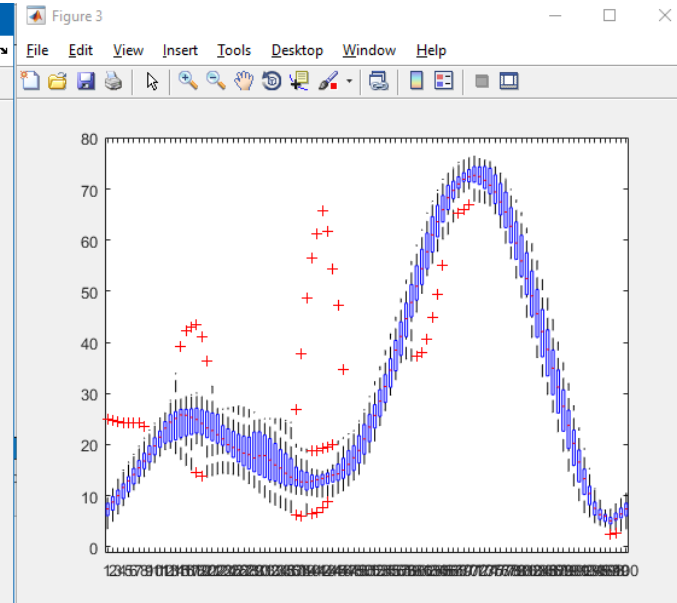
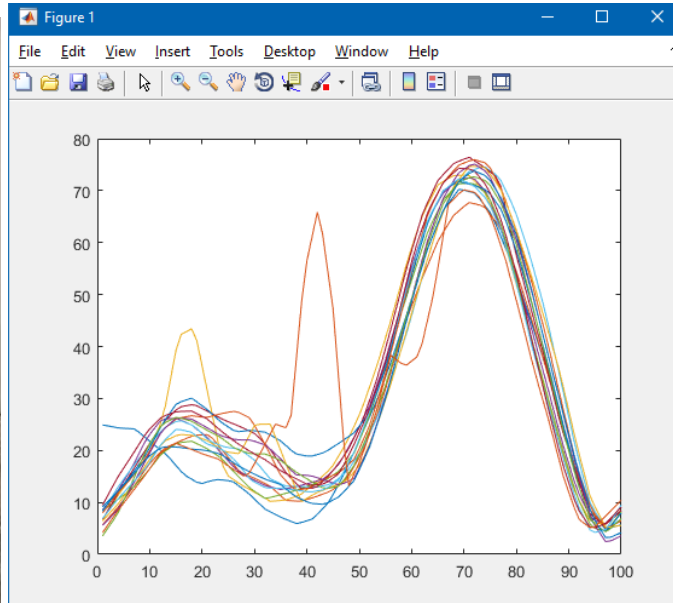
Pantalón claro



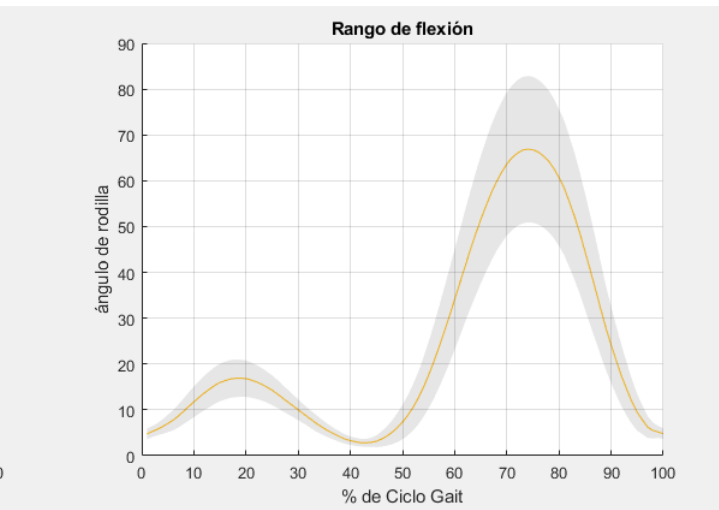
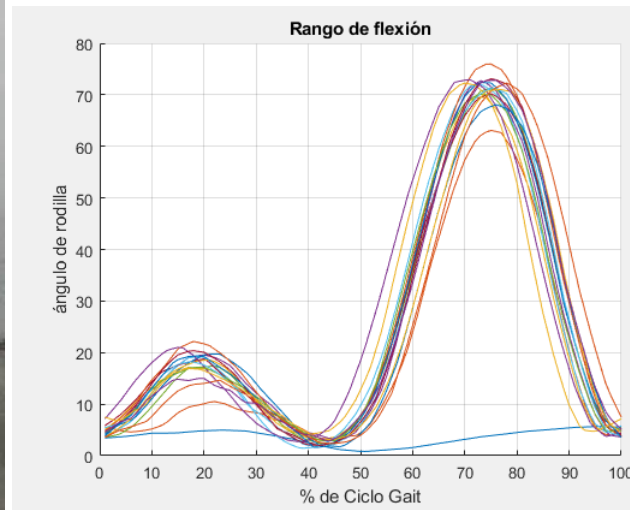
Short 1



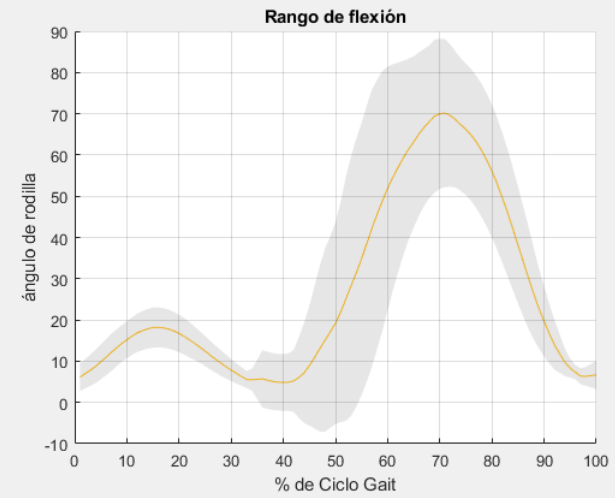
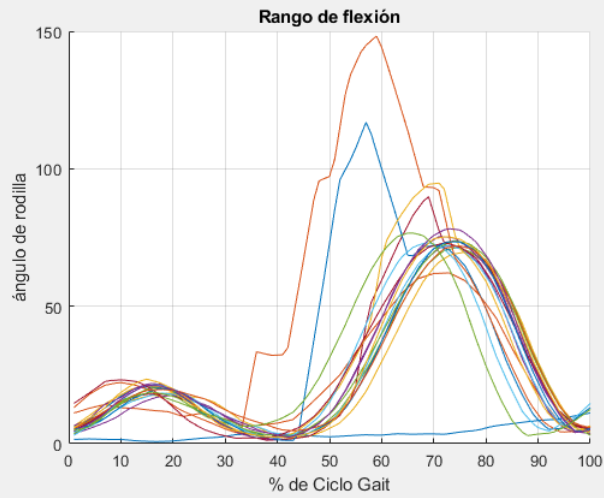
Short 2



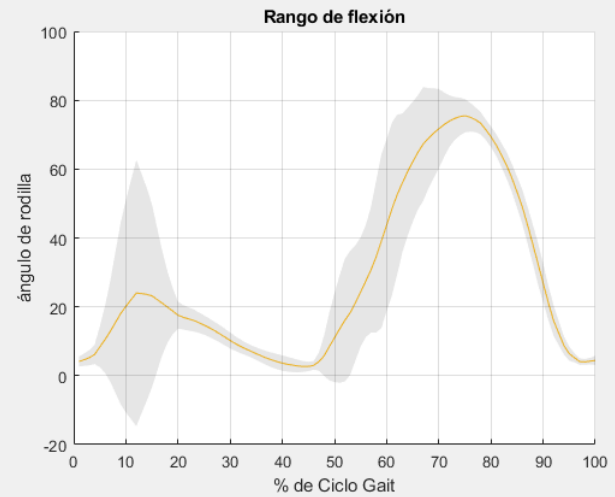
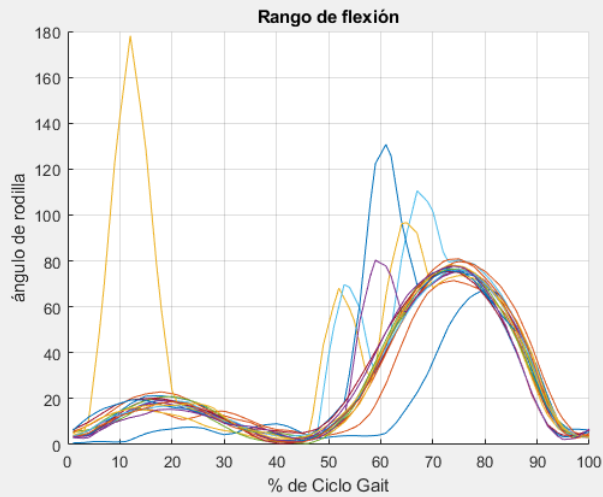
Short 1



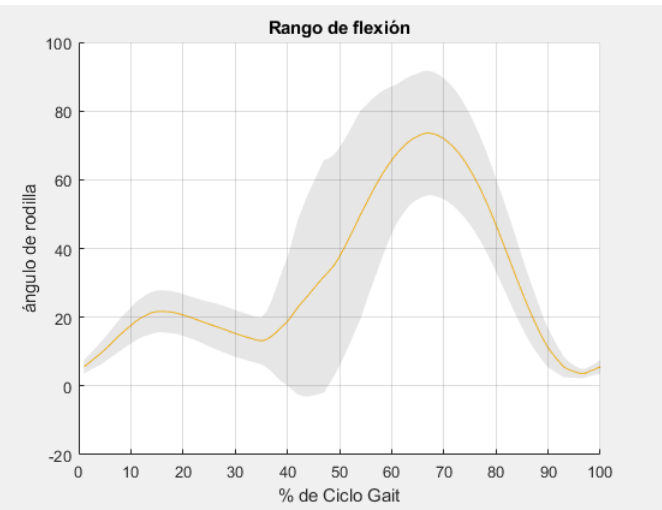
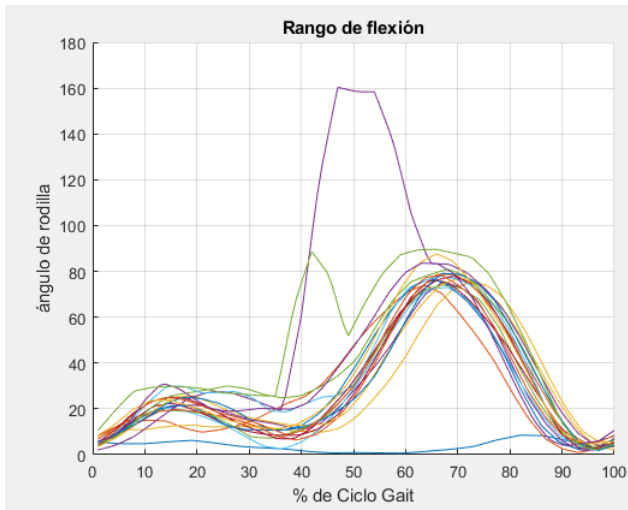
Short 2



Pantalón 1

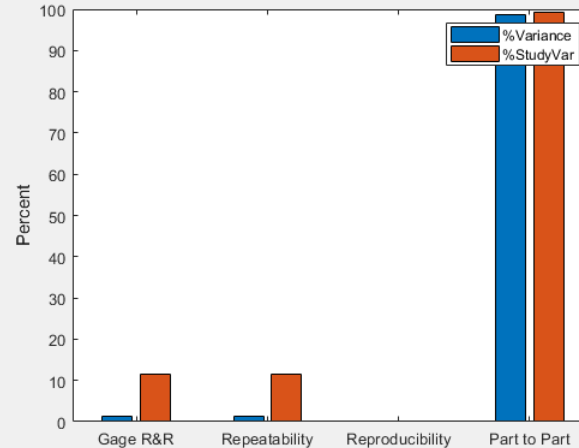
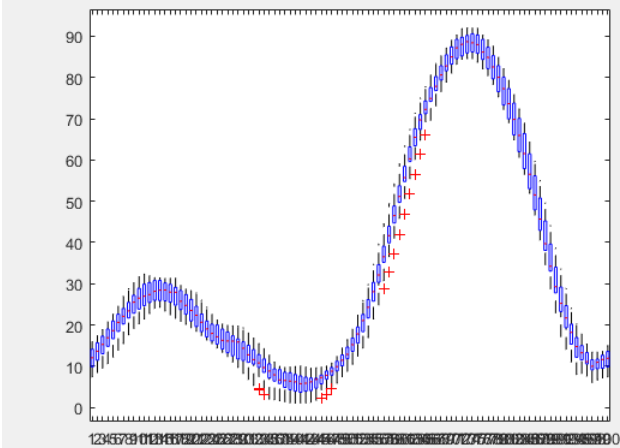
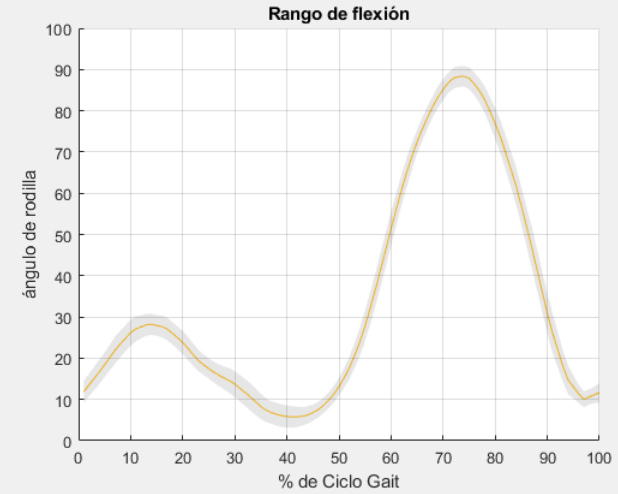
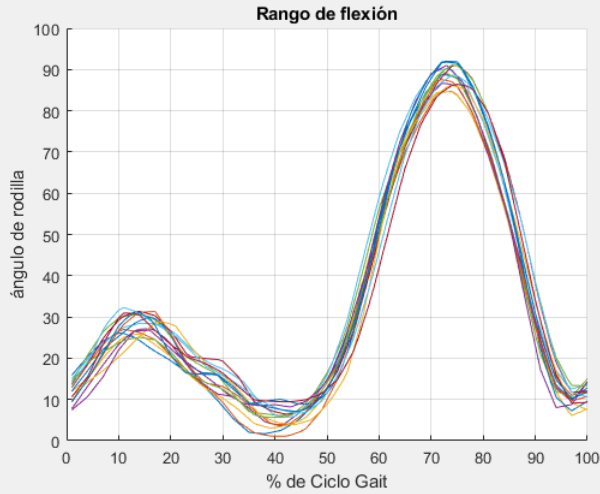


Short



Experimentos en pasillo controlados

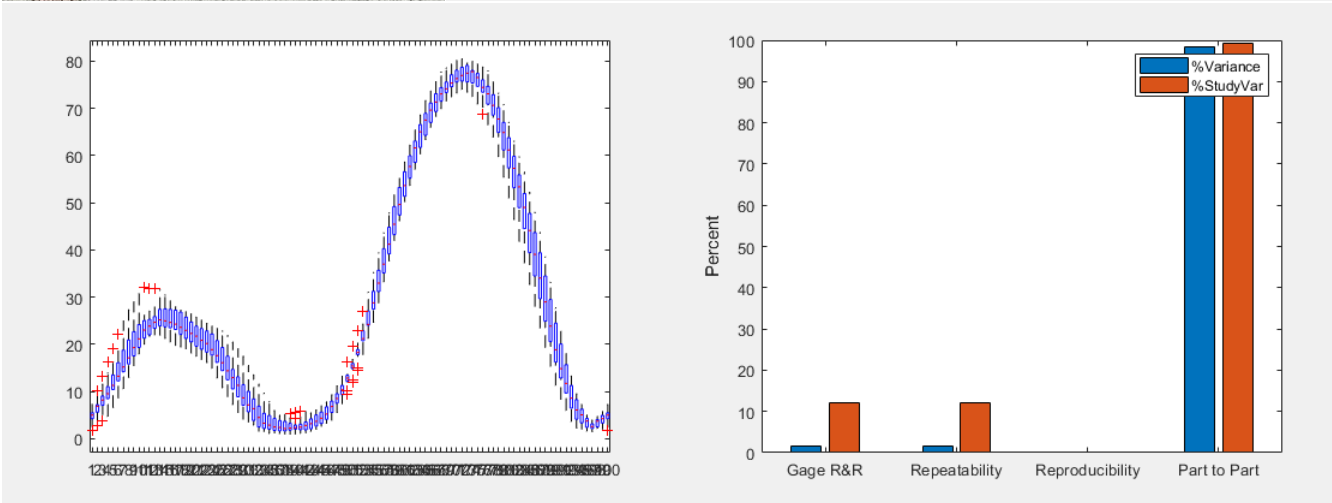
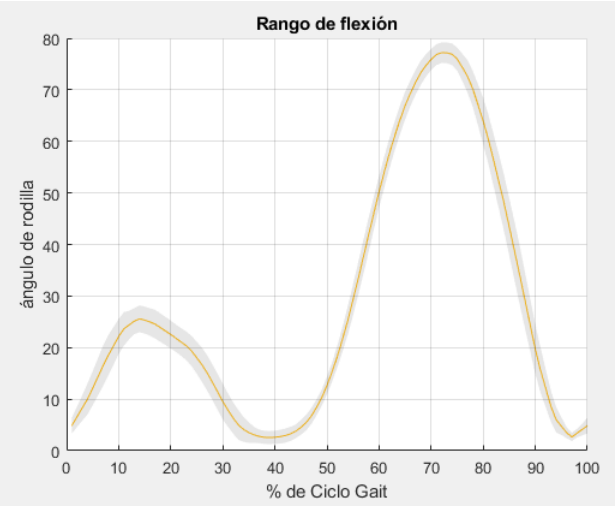
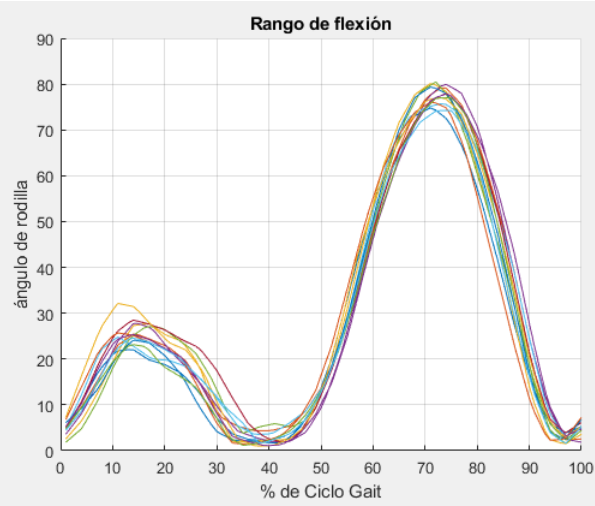
Luz 1; pierna izquierda; pantalón



Número de categorías distintas (NDC):12

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 11.55

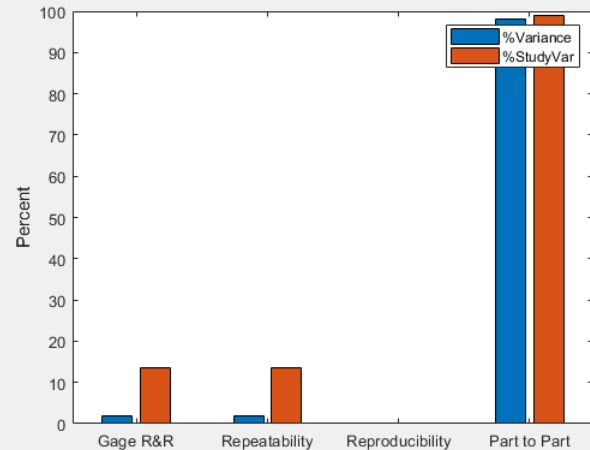
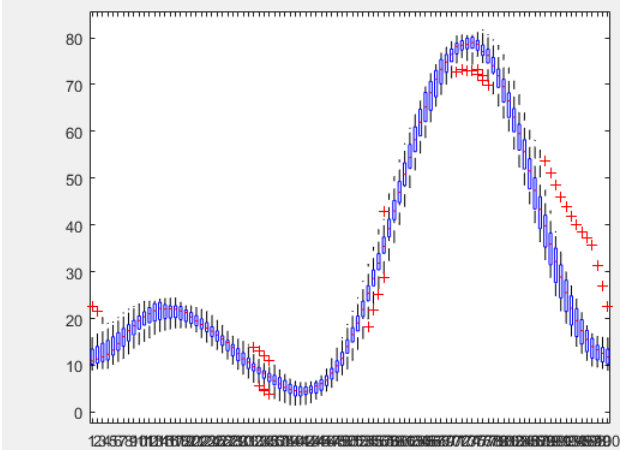
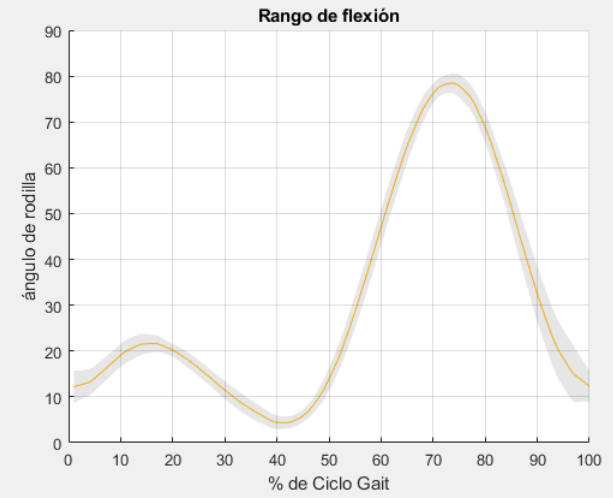
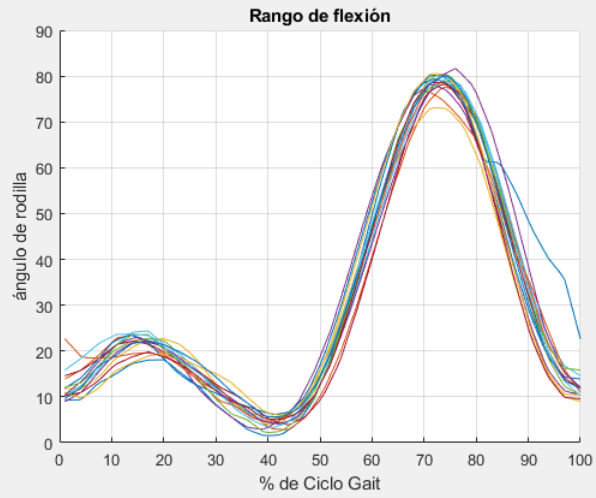
Luz 2; pierna derecha; pantalón



Número de categorías distintas (NDC):12

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 12.11

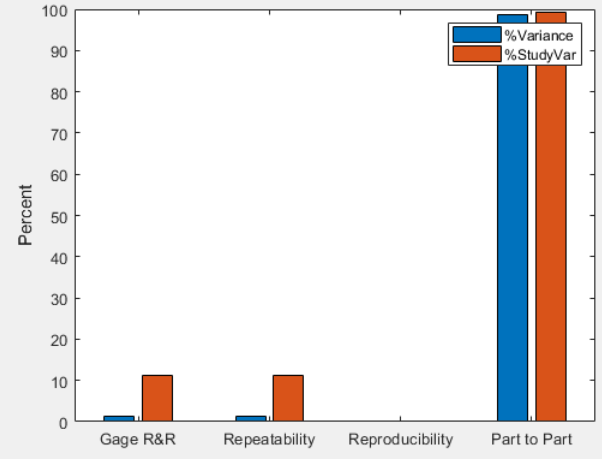
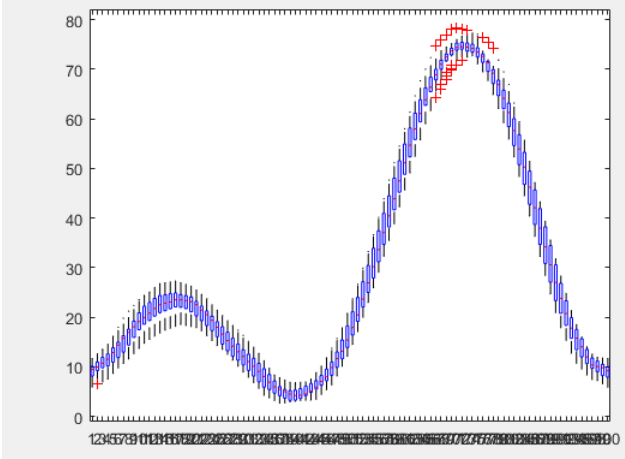
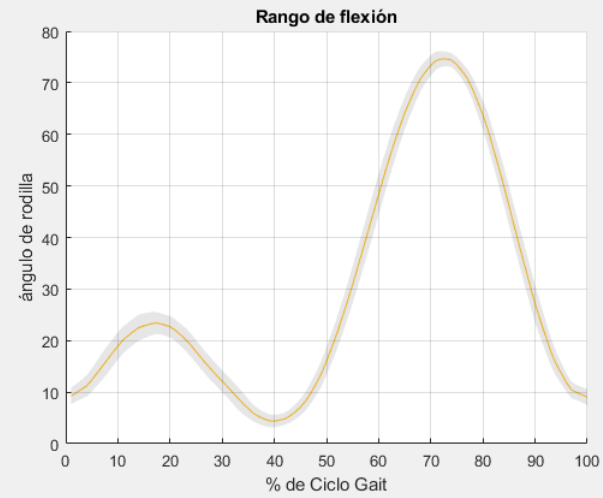
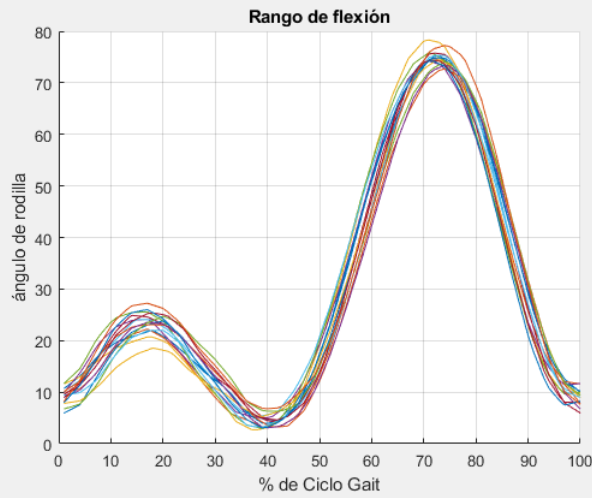
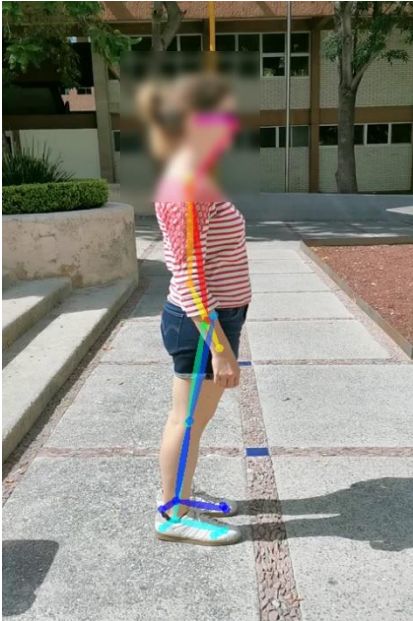
Luz 3; pierna izquierda; short



Número de categorías distintas (NDC):10

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 13.54

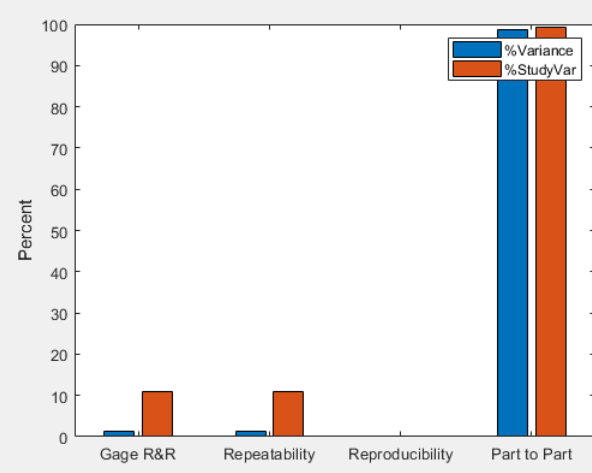
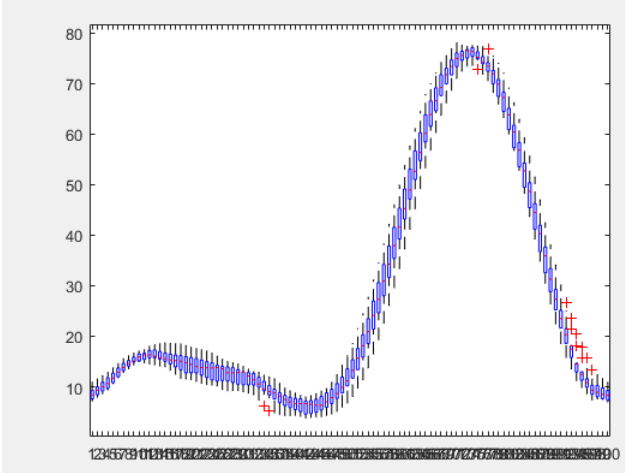
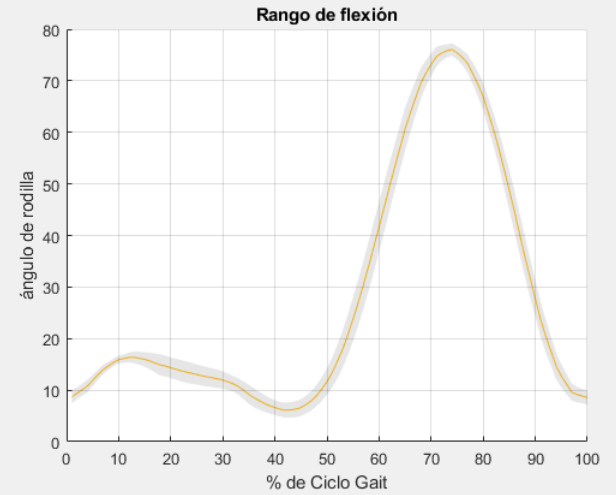
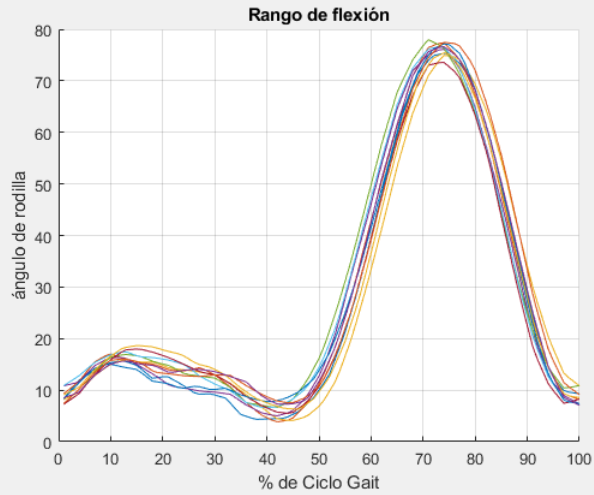
Luz 4; pierna derecha; short



Número de categorías distintas (NDC):13

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 11.11

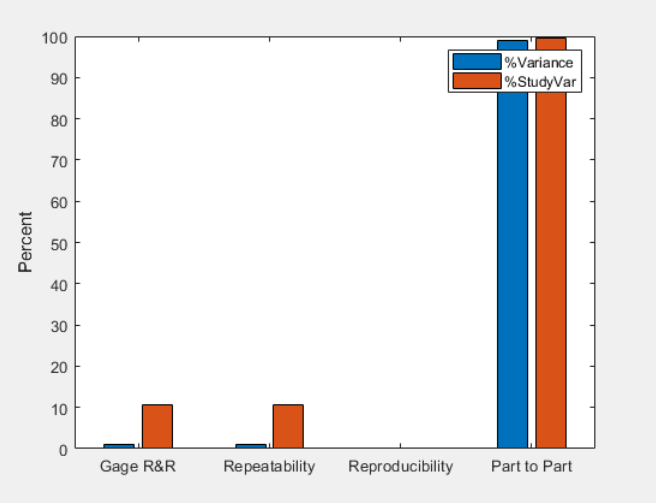
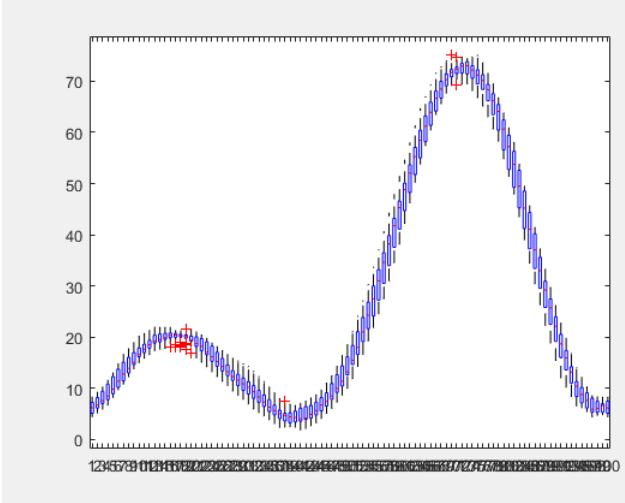
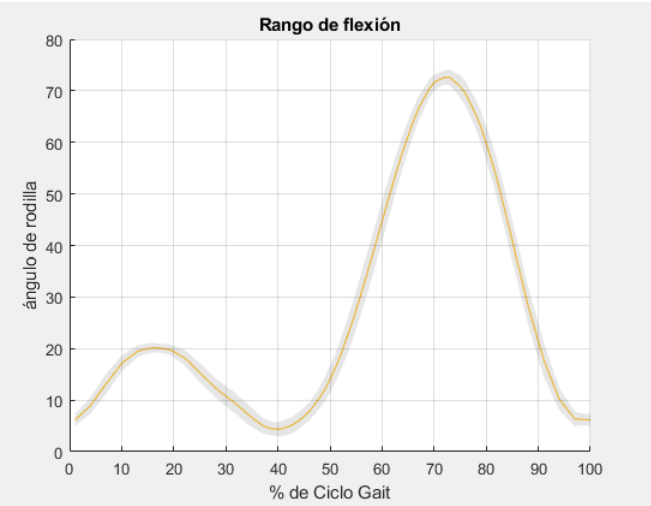
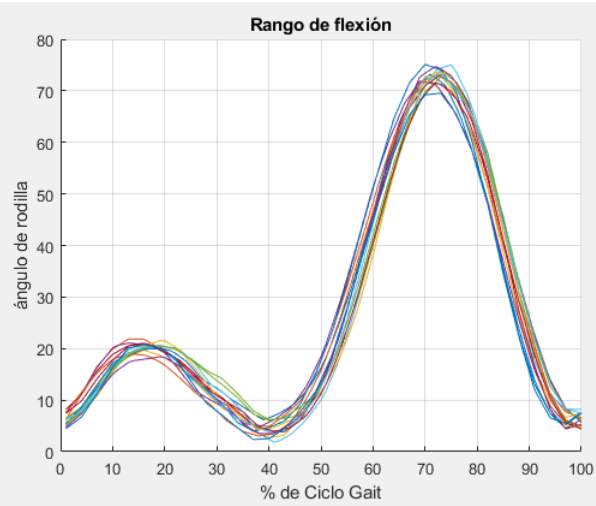
Sombra 1; pierna izquierda; pantalón



Número de categorías distintas (NDC):13

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 10.98

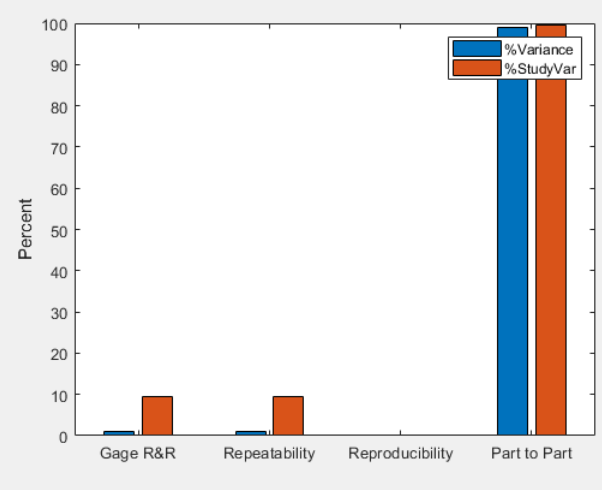
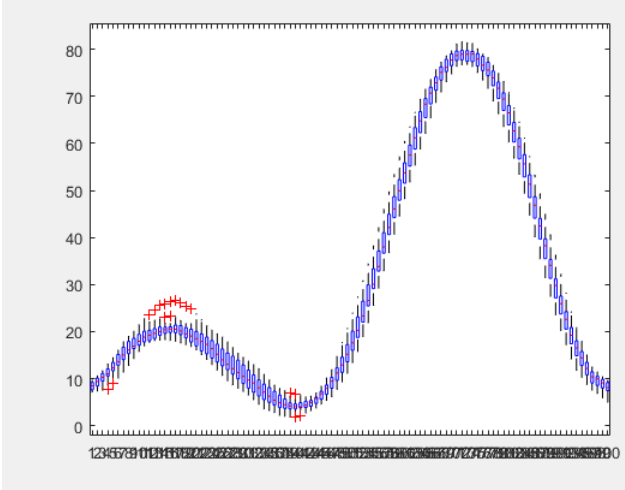
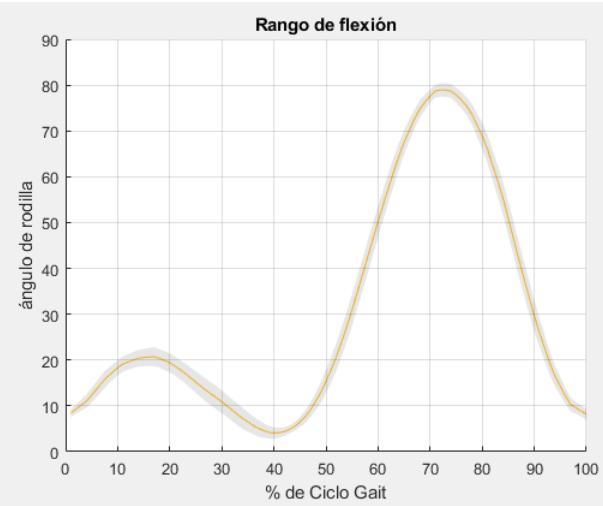
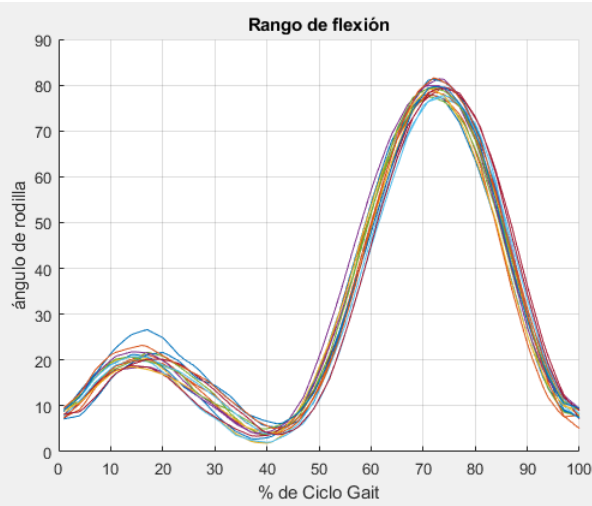
Sombra 2; pierna derecha; pantalón



Número de categorías distintas (NDC):13

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 10.69

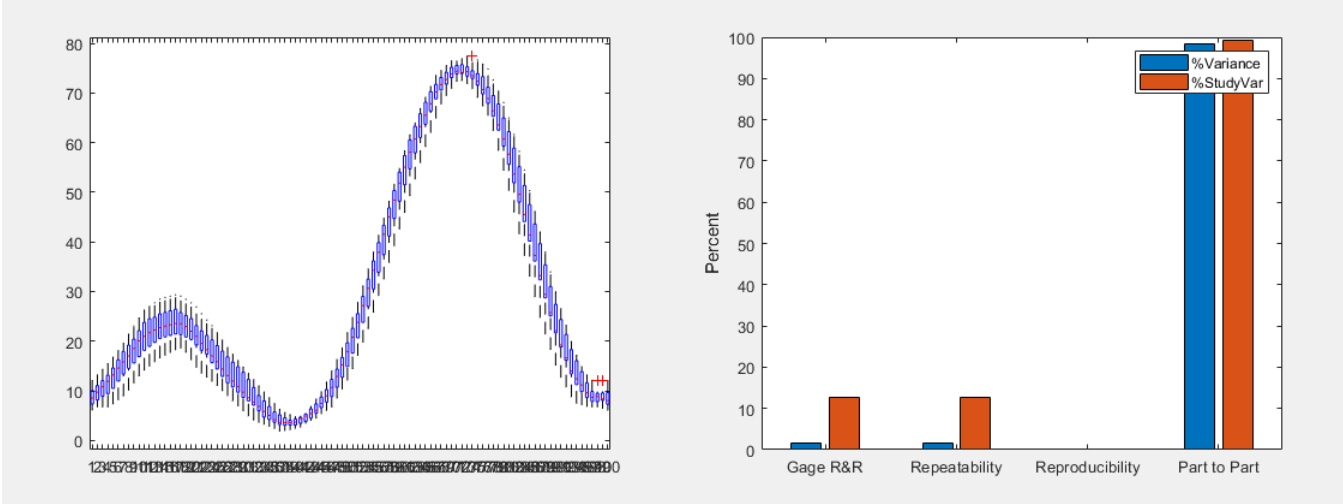
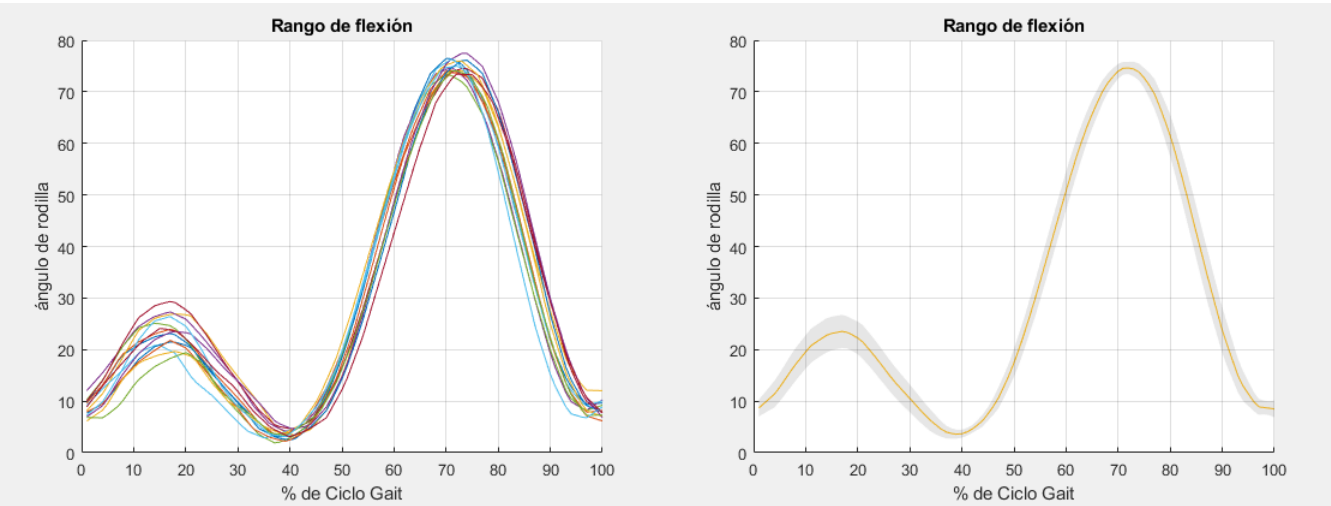
Sombra 3; pierna izquierda; short



Número de categorías distintas (NDC):15

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 9.43

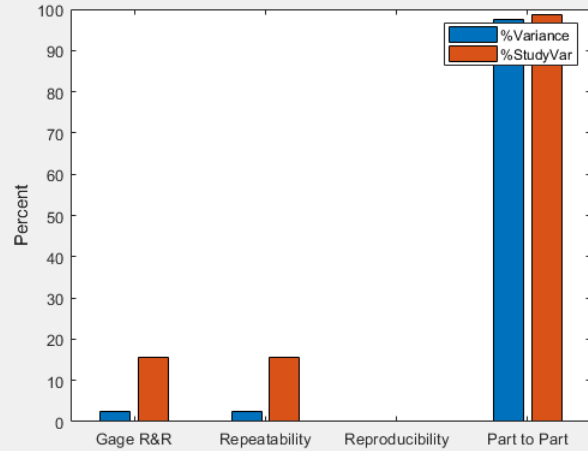
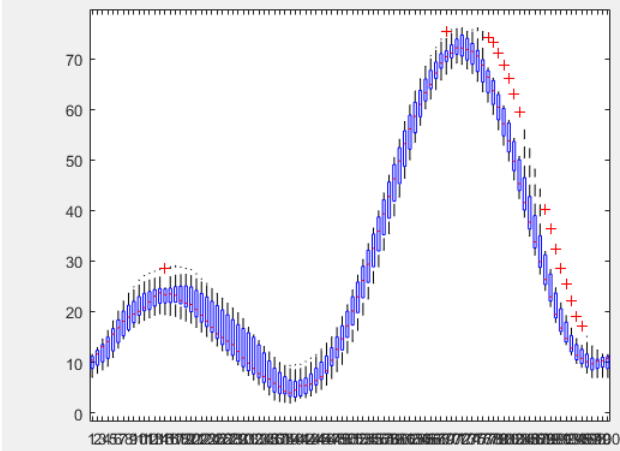
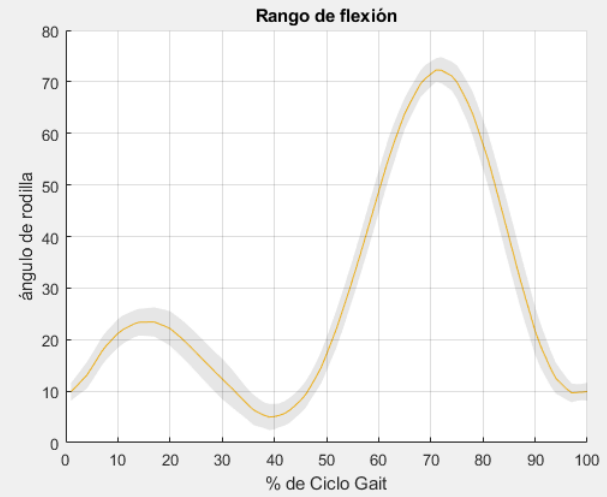
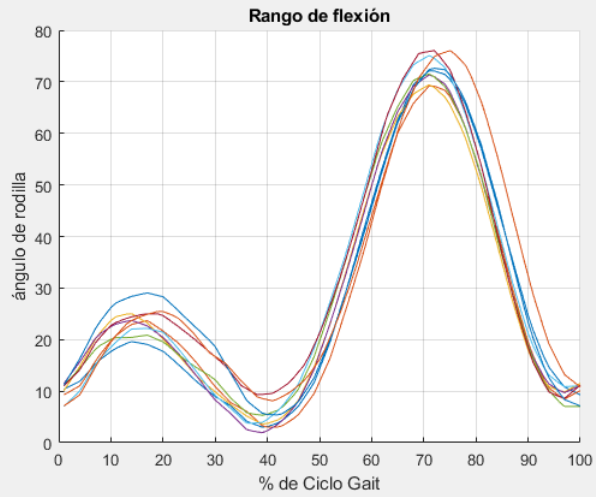
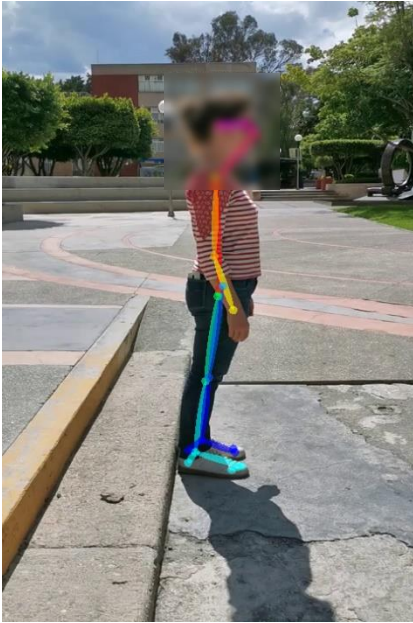
Sombra 4; pierna derecha; short



Número de categorías distintas (NDC):11

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 12.81

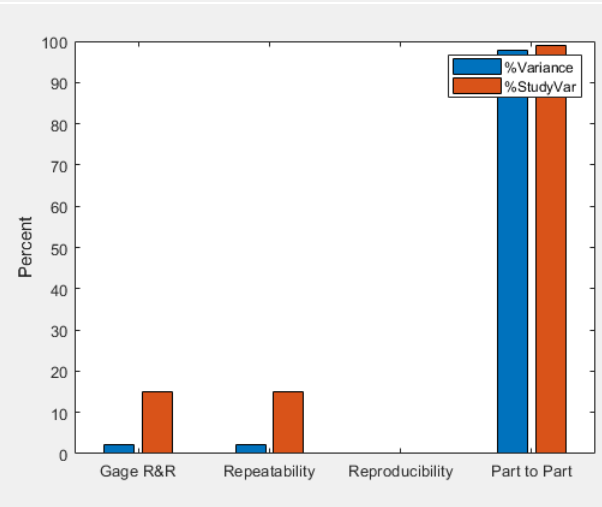
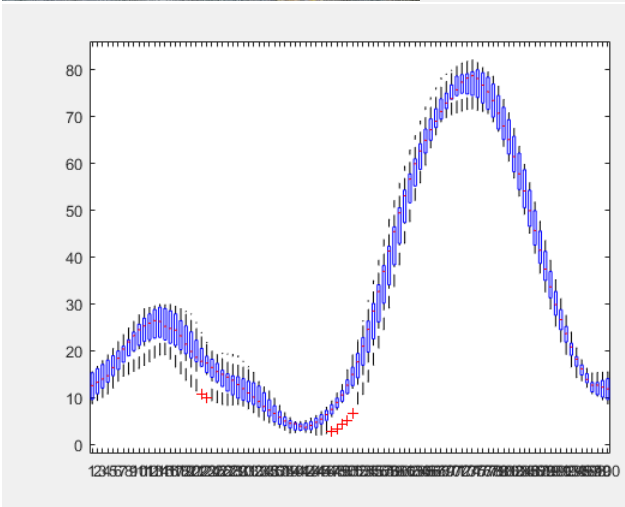
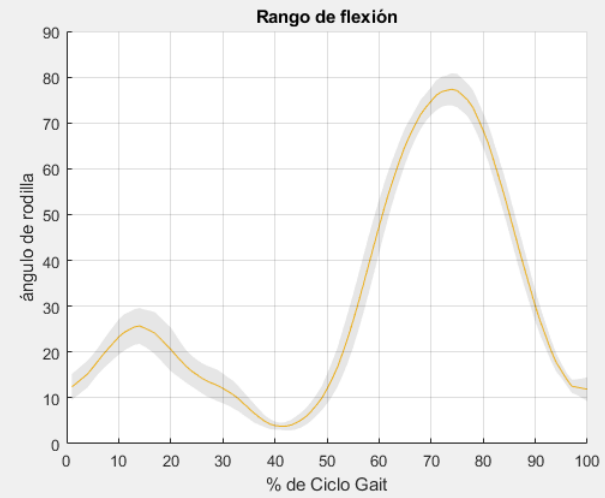
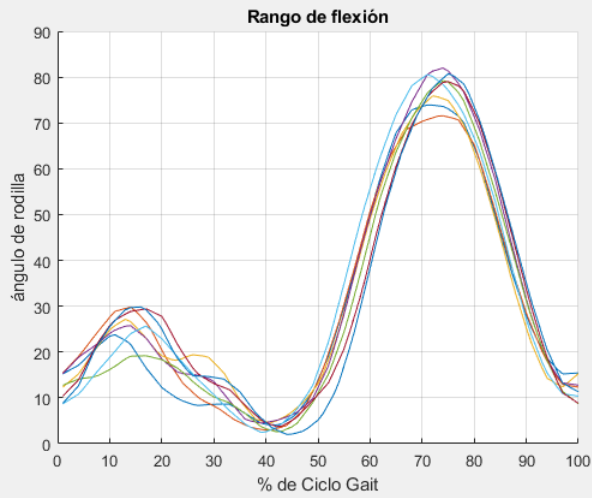
Luz y sombra 1; pierna derecha; pantalón



Número de categorías distintas (NDC):9

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 15.67

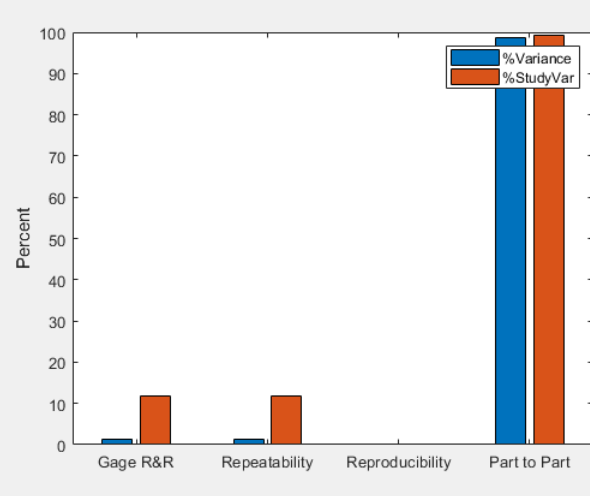
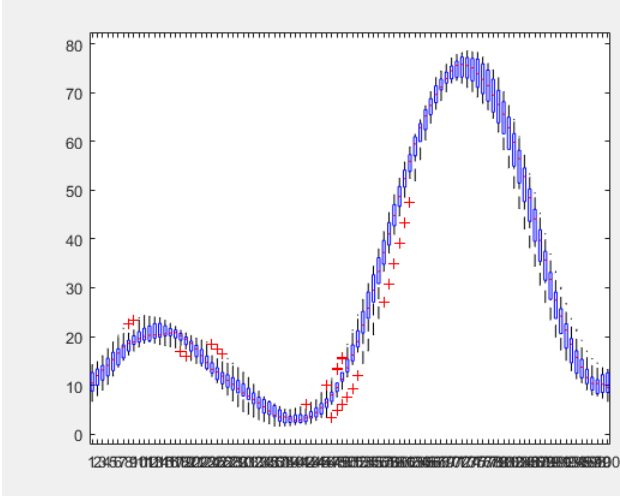
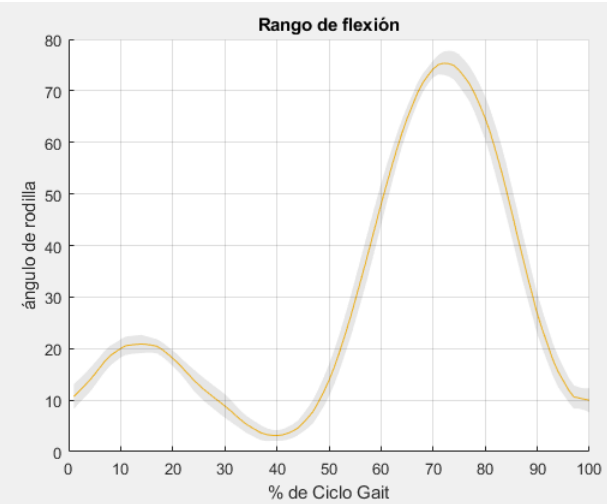
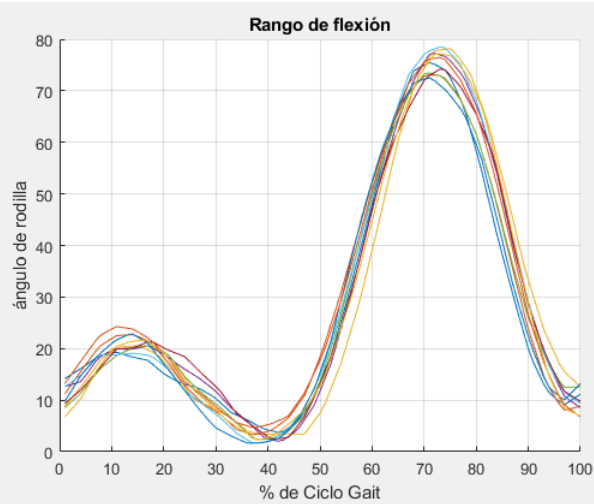
Luz y sombra 2; pierna izquierda; pantalón



Número de categorías distintas (NDC):9

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 14.91

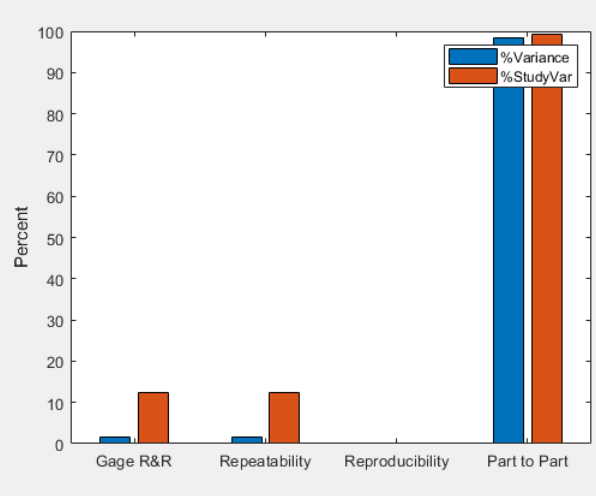
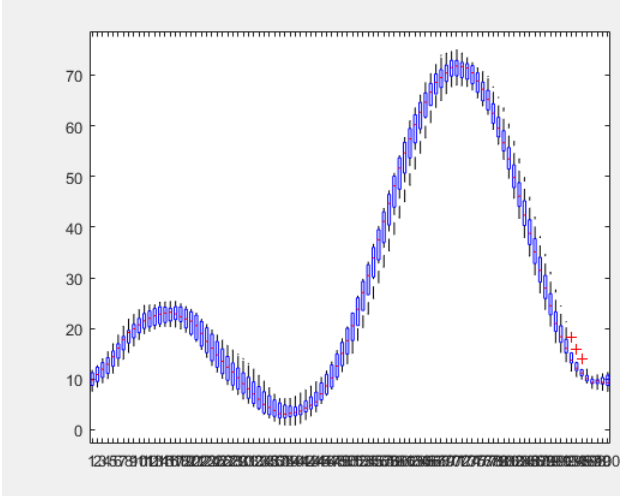
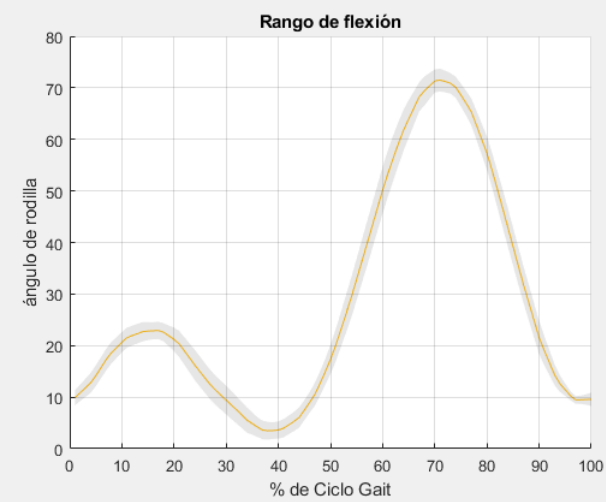
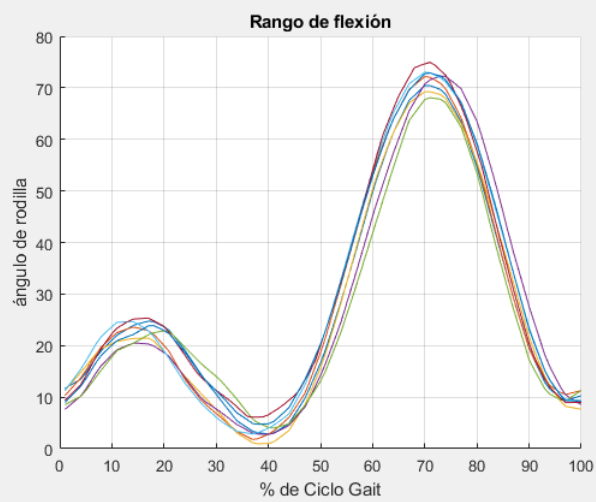
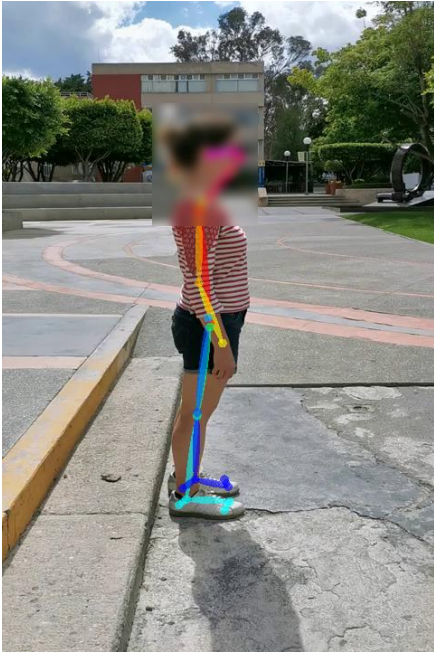
Luz y sombra 3; pierna izquierda; short



Número de categorías distintas (NDC):12

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 11.79

Luz y sombra 4; pierna derecha; short



Número de categorías distintas (NDC):11

Porcentaje del total de variaciones debidas al estudio R&R (PRR): 12.32

Índices con correcciones de ciclos iniciales y finales:

| Caso | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|------------|---|---|--------------------------------|
| Luz1 | 12 | 11.66 | Aceptable |
| Luz2 | 12 | 12.11 | Aceptable |
| Luz3 | 8 | 16.66 | Aceptable |
| Luz4 | 10 | 13.64 | Aceptable |
| Sombra1 | 9 | 14.77 | Aceptable |
| Sombra2 | 13 | 10.69 | Aceptable |
| Sombra3 | 15 | 9.42 | Capaz |
| Sombra4 | 7 | 17.81 | Aceptable |
| SombraLuz1 | 6 | 22.04 | Aceptable |
| SombraLuz2 | 8 | 17.32 | Aceptable |
| SombraLuz3 | 12 | 11.79 | Aceptable |
| SombraLuz4 | 11 | 12.98 | Aceptable |

Índices con correcciones de ciclos iniciales, finales e intermedios:

| Caso | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|------------|---|---|--------------------------------|
| Luz1 | 12 | 11.55 | Aceptable |
| Luz2 | 12 | 12.11 | Aceptable |
| Luz3 | 10 | 13.54 | Aceptable |
| Luz4 | 13 | 11.11 | Aceptable |
| Sombra1 | 13 | 10.98 | Aceptable |
| Sombra2 | 13 | 10.69 | Aceptable |
| Sombra3 | 15 | 9.43 | Capaz |
| Sombra4 | 11 | 12.81 | Aceptable |
| SombraLuz1 | 9 | 15.67 | Aceptable |
| SombraLuz2 | 9 | 14.91 | Aceptable |
| SombraLuz3 | 12 | 11.79 | Aceptable |
| SombraLuz4 | 11 | 12..32 | Aceptable |

Unión de las funciones de piernas, solo con correcciones de inicio y final:

| Caso | Índice NDC capaz>5 2<acceptable<5 no capaz<2 | Índice PRR Capaz<10% 10<acceptable<30 no capaz>30% | Capaz Aceptable No capaz |
|--------------------|---|---|--------------------------------|
| Pantalón luz | 8 | 17.66 | Aceptable |
| Short luz | 9 | 15.88 | Aceptable |
| Pantalon Sombra | 8 | 16.44 | Aceptable |
| Short Sombra | 9 | 16.28 | Aceptable |
| Pantalon SombraLuz | 6 | 21.33 | Aceptable |
| Short SombraLuz | 10 | 14.62 | Aceptable |