

**ANEXO N°45  
INFORME  
FINAL**



# **Serie Proyectos de Investigación e Innovación**

Superintendencia de Seguridad  
Social Santiago - Chile

**INFORME FINAL**

## **Aplicación de inteligencia artificial para una evaluación biomecánica de la marcha a partir de videocámaras convencionales.**

Autor: Pablo Burgos, José Carrasco, Enzo Verdi, Rómulo Fuentes  
Año publicación: 2024

Universidad de Chile – Facultad de Medicina  
Hospital del Trabajador – ACHS

Este trabajo fue seleccionado en la Convocatoria de Proyectos de Investigación e Innovación en Prevención de Accidentes y Enfermedades Profesionales 2022 de la Superintendencia de Seguridad Social (Chile), y fue financiado por Asociación Chilena de Seguridad con recursos del Seguro Social de la Ley N°16.744 de Accidentes del Trabajo y Enfermedades Profesionales.





SUPERINTENDENCIA DE SEGURIDAD  
SOCIAL SUPERINTENDENCE OF SOCIAL  
SECURITY

La serie Proyectos de Investigación e Innovación corresponde a una línea de publicaciones de la Superintendencia de Seguridad Social, que tiene por objetivo divulgar los trabajos de investigación e innovación en Prevención de Accidentes y Enfermedades del Trabajo financiados por los recursos del Seguro Social de la Ley 16.744.

Los trabajos aquí publicados son los informes finales y están disponibles para su conocimiento y uso. Los contenidos, análisis y conclusiones expresados son de exclusiva responsabilidad de su(s) autor(es), y no reflejan necesariamente la opinión de la Superintendencia de Seguridad Social.

Si requiere de mayor información, sobre el estudio o proyecto escriba a: [investigaciones@suseso.cl](mailto:investigaciones@suseso.cl).

Si desea conocer otras publicaciones, artículos de investigación y proyectos de la Superintendencia de Seguridad Social, visite nuestro sitio web: [www.suseso.cl](http://www.suseso.cl)

The Research and Innovation Projects series corresponds to a line of publications of the Superintendence of Social Security, which aims to disseminate the research and innovation work in the Prevention of Occupational Accidents and Illnesses financed by the resources of Law Insurance 16,744.

The papers published here are the final reports and are available for your knowledge and use. The content, analysis and conclusions are solely the responsibility of the author (s), and do not necessarily reflect the opinion of the Superintendence of Social Security.

For further information, please write to: [investigaciones@suseso.cl](mailto:investigaciones@suseso.cl).

For other publications, research papers and projects of the Superintendence of Social Security, please visit our website: [www.suseso.cl](http://www.suseso.cl).

Superintendencia de Seguridad  
Social Huérfanos 1376  
Santiago, Chile.



## TÍTULO Y AUTORES

### **Aplicación de inteligencia artificial para una evaluación biomecánica de la marcha a partir de videocámaras convencionales.**

Pablo Burgos<sup>1,2,3</sup>, José Carrasco<sup>1</sup>, Enzo Verdi<sup>1</sup>, Ximena García<sup>1</sup>, Rómulo Fuentes<sup>1,2</sup>

1.Laboratorio de Neurorehabilitación y Control motor, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

2.Departamento de Neurociencia, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

3.Departamento de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

**Agradecimientos:** A los Kinesiólogos de los equipos de biomecánica y rehabilitación ACHS, Christopher Moya y Carlos Lehuede.

A todos los voluntarios sanos y pacientes ACHS por su disposición y colaboración en las diferentes etapas de desarrollo y validación del sistema.

## ÍNDICE

<b>I. Resumen ejecutivo</b> .....	<b>4</b>
<b>II. Palabras claves</b> .....	<b>4</b>
<b>III. Introducción y antecedentes</b> .....	<b>5</b>
<b>IV. Definición del problema, desafío de innovación y objetivos</b> .....	<b>6</b>
<b>V. Revisión de la literatura o experiencias relevantes</b> .....	<b>6</b>
<b>VI. Descripción de la metodología o etapas de la innovación</b> .....	<b>8</b>
<b>VII. Resultados</b> .....	<b>13</b>
A. Requerimientos profesionales ACHS.....	14
B. Sistema de estimación de variables de marcha sin marcadores .....	18
C. Estimación del error.....	19
D. Seguimiento de pacientes .....	23
<b>VIII. Recomendaciones para Sistema de Seguridad y Salud en el Trabajo</b> .....	<b>25</b>
<b>IX. Conclusiones</b> .....	<b>25</b>
<b>X. Referencias</b> .....	<b>25</b>
<b>XI. Anexos</b> .....	<b>26</b>

## I. Resumen ejecutivo

**Problema:** La evaluación biomecánica de la marcha permite detectar alteraciones no detectables mediante las evaluaciones clínicas. Los laboratorios de biomecánica que realizan evaluación de la marcha resultan poco factibles para los centros de salud dado sus elevados costos, uso de amplios espacios y alto tiempo de preparación.

**Solución desarrollada:** Generamos un sistema de evaluación que a partir del registro de dos cámaras generó un informe biomecánico de la marcha (fases y ángulos) para la toma de decisiones en la rehabilitación de los pacientes. Al no utilizar marcadores ni sensores adicionales existe un ahorro significativo de recursos y tiempo.

**Validación:** Los registros de nuestro sistema se contrastaron con datos de un laboratorio de biomecánica con cámaras de alta velocidad (Vicon). Al mismo tiempo se repitieron registros en pacientes luego de su rehabilitación. Tanto el sistema como su informe fueron diseñados y mejorados en base a la retroalimentación de los profesionales del laboratorio de biomecánica de la ACHS.

**Resultados preliminares:** Logramos generar un modelo de la marcha a partir del registro de dos videocámaras, marcación en el suelo y un protocolo de grabación. A partir de esto se generó una interfaz y reporte amigable para los clínicos. El error estimado de desplazamiento angular entre un laboratorio estándar de biomecánica de marcha (Vicon) y nuestro sistema fue de  $6,7 \pm 9,3^\circ$  para cadera derecha,  $6,2 \pm 10,7^\circ$  para cadera izquierda,  $-1,8 \pm 4,6^\circ$  para rodilla derecha,  $0,5 \pm 7,2^\circ$  para rodilla izquierda,  $-3,6 \pm 12,6^\circ$  para tobillo derecho y  $-12,5 \pm 12,9^\circ$  para tobillo izquierdo (promedio  $\pm$  desviación estándar). El coeficiente de correlación producto-momento de Pearson fue calculado entre las señales de desplazamiento angular de ambos sistemas, resultando con la más alta correlación las rodillas ( $r$  promedio: 0,41 y 0,36, derecha e izquierda), seguidas de las caderas (0,26 y 0,21, derecha e izquierda), y luego los tobillos (0,2 y 0,14, derecho e izquierdo). En ensayos puntuales se obtuvieron valores de  $r$  de hasta 0,96, indicando que nuestro sistema tiene el potencial de ser tan preciso como el *gold estándar* de la industria, pero con un costo económico y operativo mucho menor.

La progresión de métricas de la marcha muestra mejoras en los siguientes parámetros de los pacientes, ángulos mínimo y máximo de flexión de cadera y flexión de rodilla.

**Nuevos desafíos:** Implementar un modelo 3D a partir de 3 cámaras que disminuya el error angular y que permita aumentar la precisión y las métricas espaciales.

## II. Palabras claves

Cámaras, Marcha, Rehabilitación, Inteligencia Artificial

### III. Introducción y antecedentes

El porcentaje de lesiones en extremidades inferiores asociadas a accidentes del trabajo son de un 25% en hombres y un 35% en mujeres, y asociadas a accidentes de trayecto de un 42% en hombres y un 50% en mujeres del total de lesiones registradas por el instituto de salud laboral [1]. Las lesiones de la EEII (o de origen neurológico) se traducen en dificultades para caminar de forma segura y eficiente. Si bien es posible evaluar la marcha a partir de la observación clínica y del uso de escalas como la velocidad de marcha o el *Timed Up and Go* (TUG), ambos tipos de evaluaciones funcionan bien en problemas severos de la marcha, pero presentan limitaciones importantes al momento de evaluar personas con alteraciones intermedias o leves [2]. Por ejemplo, el TUG no es capaz de diferenciar adultos mayores sanos de un grupo con Enfermedad de Parkinson inicial, sin embargo, al instrumentar y agregar variables biomecánicas es posible diferenciar a estos grupos [2].

El análisis biomecánico de la marcha se utiliza ampliamente a nivel mundial para la evaluación cuantitativa de alteraciones de la marcha, entregando un diagnóstico funcional y dando una orientación al tratamiento de la patología analizada permitiendo evaluar el progreso y la efectividad del tratamiento [3,4]. No obstante, hay estudios que plantean que el análisis biomecánico de la marcha es demasiado caro cuando se consideran los beneficios obtenidos [5,6]. En Chile, un sistema de cuatro sensores de acelerometría más la licencia del software de registro, cuestan desde los 10 millones de pesos, siendo un costo elevado para el medio nacional. Más aún, los laboratorios de marcha con cámaras de alta velocidad y marcadores tienen un costo mínimo de 80 millones de pesos aproximadamente. Por otra parte, estos sistemas necesitan de amplios espacios y de una preparación del paciente, a quien se le debe instalar marcadores o sensores, y luego calibrar los sistemas previos a los registros, lo cual consume desde 5 a 30 minutos adicionales al registro en sí. Es por eso que a nivel mundial hay una búsqueda de soluciones económicas, simples y eficientes para la evaluación biomecánica de la marcha [3].

La inteligencia artificial (IA) es una de las principales apuestas a nivel mundial ya que permite reconstruir un modelo del esqueleto en movimiento a partir del registro de una videocámara convencional permitiendo extraer variables biomecánicas relevantes sin la necesidad de equipos costosos y la colocación de marcadores o sensores [7]. Por lo tanto, existe una oportunidad única y de vanguardia en salud laboral de obtener un reporte detallado de la marcha a partir de un sistema económico y eficiente basado en IA. Según nuestros resultados, es posible extraer las variables biomecánicas relevantes, pero se requiere de un mayor desarrollo tecnológico para disminuir los errores de precisión de ángulos de la extremidad inferior y presentar la información más sencilla para su interpretación clínica [8].

La novedad de nuestra solución consiste en el diseño de un sistema único en Chile de bajo costo y eficiente para el análisis biomecánico de la marcha, que utiliza inteligencia artificial con dos cámaras convencionales, sin el uso de marcadores ni sensores adicionales (como IMUs). Este sistema permite complementar la información para las decisiones de tratamiento en la rehabilitación de los pacientes con lesiones de extremidad inferior en particular con pacientes con alteraciones leves e intermedias de la marcha con videocámaras convencionales (ej. teléfonos) sin la necesidad de los equipos de alto costo de los laboratorios de marcha convencionales.

#### **IV. Definición del problema, desafío de innovación y objetivos.**

Problema: La evaluación biomecánica de la marcha detecta alteraciones que las evaluaciones clínicas no consiguen detectar. Sin embargo, los laboratorios de evaluación biomecánica de la marcha resultan poco factibles para los centros de salud dado sus elevados costos, uso de amplios espacios y alto tiempo de preparación.

Desafío de innovación: Generar un sistema de evaluación que a partir del registro de una cámara (o dos) genere un informe biomecánico de la marcha (fases y ángulos) para la toma de decisiones en la rehabilitación de los pacientes. Al no utilizar marcadores ni sensores adicionales, existirá un ahorro significativo de recursos y tiempo.

Objetivo General: Implementar un sistema de evaluación de la marcha sin marcadores ni sensores que permita registrar el progreso de los pacientes con lesiones laborales de la extremidad inferior.

Objetivos Específicos:

- 1) Desarrollar un prototipo mínimo viable de un sistema validado de evaluación de la marcha y postura a partir de una videocámara convencional (o dos) e inteligencia artificial,
- 2) Elaborar un informe biomecánico de la marcha validado con datos relevantes para los profesionales de rehabilitación.

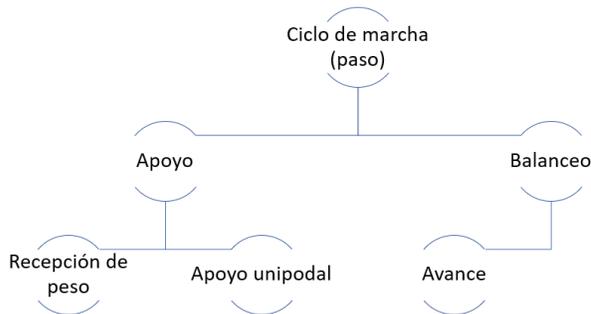
#### **V. Revisión de la literatura o experiencias relevantes**

La marcha humana requiere que múltiples sistemas fisiológicos (neurológico, musculoesquelético, cardiopulmonar y cognitivo) funcionen de manera congruente. La comprensión de la marcha normal es un requisito previo para la comprensión de la marcha patológica. La marcha normal requiere estabilidad para proporcionar soporte de peso corporal contra la gravedad durante la fase de apoyo, movilidad de segmentos corporales y control motor para secuenciar múltiples segmentos mientras se transfiere el peso corporal de una extremidad a la otra [9,10].

La evaluación clínica de la marcha identifica los deterioros de la marcha y ayuda a diferenciar estrategias compensatorias del movimiento normal. Es necesaria para la selección de planes de intervención en relación a la rehabilitación, uso de componentes ortopédicos o protésicos apropiados, modificar parámetros de alineación y la identificación de otras variantes que podrían mejorar la capacidad de un individuo para caminar [9,10].

La evaluación de la marcha puede proporcionar respuestas a múltiples preguntas. Por ejemplo, observar la marcha puede ayudar a estimar el estado de salud general, sugerir una patología subyacente, diferenciar entre patologías específicas, evaluar la progresión de una enfermedad o los efectos terapéuticos a en el tiempo, predecir consecuencias relacionadas con la salud, como caídas, deterioro cognitivo o físico, así como la supervivencia a 5 años, incluso en individuos sanos [10].

El ciclo de la marcha es el intervalo de tiempo entre dos eventos repetitivos de la marcha. Convencionalmente, el tiempo desde el contacto inicial hasta el contacto inicial del mismo pie. Cada ciclo se divide en dos períodos: fase de apoyo y fase de balanceo. El apoyo es el momento en que el pie está en contacto con el suelo durante un ciclo de marcha. Para los adultos, constituye aproximadamente el 62% del ciclo de marcha. El balanceo denota el tiempo en que el pie está en el aire durante un ciclo de marcha y constituye el 38% restante [11].



**Figura 1.** Fases generales del ciclo de marcha

Alteraciones comunes de la marcha durante el apoyo son el aumento de la caída pélvica contralateral (Trendelenburg), una flexión plantar excesiva del pie de apoyo (Vaulting) y la marcha antálgica utilizada para evadir dolor. La alteración más común de la fase de balanceo es la circunducción con el propósito de compensar problemas del despegue del pie en movimiento (clearance). También se describen alteraciones por problemas de control de la contracción muscular en diferentes grupos musculares, como la marcha atáxica, marcha agazapada (crouch, aumento del tono flexor), marcha de tijeras (aumento del tono adductor), y marcha en steppage o con arrastre del pie (debilidad del tibial anterior) [9].

La tecnología disponible para analizar la marcha humana ofrece varias opciones (**Figura 2**) todas con ventajas y desventajas [12,13]. El *gold standard* son múltiples cámaras de alta velocidad con marcadores, sin embargo, sus dificultades con relación al registro, análisis e interpretación han dado espacio para otras tecnologías como sensores inerciales, alfombras sensorizadas, y el uso de videocámaras sin marcadores [12].

Traditional Approaches	
<b>Gait Mats</b> 👍 Step Length, Step Width 👎 Portability, Upper Body Measurements	
<b>Motion Capture</b> 👍 Precision, full-body movement 👎 Cost, portability, durability, ease of use, Manual Analysis, Space Requirements	
<b>Force Platforms</b> 👍 Center of Pressure, Precision 👎 Cost, Portability, Upper Body, Twists	
<b>Inertial Sensors</b> 👍 Portability, Wearable, Battery, Home Monitoring 👎 Magnetometer issues, cumulative errors	



**Figura 2.** Ventajas y desventajas de los sistemas biomecánicos tradicionales de evaluación de la marcha.

Las principales barreras que reportan los clínicos para la incorporación de los sistemas biomecánicos de análisis de marcha son: la falta de algoritmos confiables,

confiabilidad de los modelos biomecánicos para las conclusiones clínicas, simpleza en el registro y en la entrega de la información, traducción de los hallazgos en toma de decisiones [14].

La introducción de la inteligencia artificial y el aprendizaje de máquina en el análisis de la marcha abre una oportunidad para simplificar el uso de tecnologías objetivas para la medición de la marcha. Varios algoritmos se encuentran disponibles para el uso público [8,15]. Básicamente estos algoritmos permiten reconstruir la postura humana a partir de la extracción de siluetas desde cámaras convencionales como webcams o de teléfonos móviles [16,17].

También hay soluciones comerciales usando esta aproximación con la intención de poder reemplazar a los laboratorios de marcha con marcadores. La empresa Theia© comercializa un sistema sin marcadores utilizando las mismas cámaras de los laboratorios de marcha convencional, pero con un algoritmo que permite ahorrar tiempo y recursos en la instalación de marcadores reflectantes. Las comparaciones con el sistema *gold standard* arrojan errores en la cadera de 0,1° para la flexión, 4° para la abducción y 10° para la rotación; en la rodilla de 3° para la flexión, 10°; y en el tobillo de 1° para la [16,18].

Las ventajas reportadas de los sistemas sin marcadores son el ahorro de tiempo en la preparación del sujeto a evaluar y todo lo relacionado a artefactos que el movimiento de los marcadores sobre la piel producen. La mayor limitación continúa siendo el costo, por ejemplo, el sistema Theia para el mercado chileno tendría un valor aproximado de 60 millones de pesos. Otras limitaciones son la detección de los centros articulares y algunos ángulos no son suficientemente precisos para evaluaciones clínicas[19]. Se proyecta que en el futuro estos sistemas disminuirán el error angular incorporando nuevos tipos de calibración o la combinación con otras tecnologías complementarias. Por lo tanto, las proyecciones están en el desarrollo de sistemas de menor costo y simpleza, manteniendo o mejorando la precisión y por sobre todo incorporando reportes y recomendaciones fáciles de usar por parte de los equipos clínicos.

## **VI. Descripción de la metodología o etapas de la innovación**

### **Aprobación ética del proyecto.**

El comité de ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile aprobó el proyecto (carta de aprobación en anexos). También la dirección del hospital del trabajador ACHS autorizó su realización.

### **Generación de requerimientos.**

Se desarrollo una encuesta para obtener los requerimientos de los profesionales ACHS sobre la información que debía ser recogida y entregada en el informe de marcha de nuestro sistema. El resultado de la encuesta realizada en entrevistas personales se presenta en la sección de resultados.

## Generación sistema sin marcadores

La estimación de la postura y del movimiento humano desde una imagen o una secuencia de imágenes constituye un proceso que requiere el empleo de técnicas de visión de computadora. La subsiguiente reconstrucción de la postura humana en 2D o 3D desde imágenes obtenidas en cámaras monoculares es un gran desafío dado el comportamiento no lineal del propio movimiento, la variabilidad de las composiciones corporales, la presencia de diferentes prendas de vestir, entornos difíciles y oclusiones parciales de un segmento corporal con otro.

Se han desarrollado distintos métodos para abordar esta problemática, siendo uno de los más ampliamente utilizados los métodos discriminativos o modelos libres. Estos métodos no asumen un modelo concreto ya que aprenden a mapear imágenes o en secuencias cual es la posición de cada articulación. Dentro de estos métodos destaca el uso de *deep learning*.

*MediaPipe* es un *framework* de acceso abierto, se presenta como una herramienta integral para el desarrollo de flujos de trabajo en visión de computadora. Este *framework* facilita la inferencia a través de datos provenientes de diversas fuentes, como imágenes, videos y audio. Además, *MediaPipe* ofrece un conjunto de herramientas que permite llevar a cabo evaluaciones, procesamientos y visualización de resultados mediante herramientas gráficas.

*MediaPipe* proporciona un estimador robusto de pose en 2D y 3D que utiliza modelos de *deep learning* para inferir la posición de las articulaciones de una persona a partir de datos que pueden ser en tiempo real. Este estimador, fundamentalmente para nuestro trabajo, se utiliza para capturar el movimiento de la marcha de la persona evaluada, generando posteriormente un informe de parámetros cinemáticos y temporo espaciales de como camina.

## Generación de informe de marcha

La generación del informe de marcha cuenta con los siguientes pasos: La captura de video del gesto a analizar, procesamiento del video con *MediaPipe* y generación de video con estimador de pose, análisis de la serie de tiempo con cinemática y filtro, cálculo de métricas y generación de informe de marcha.

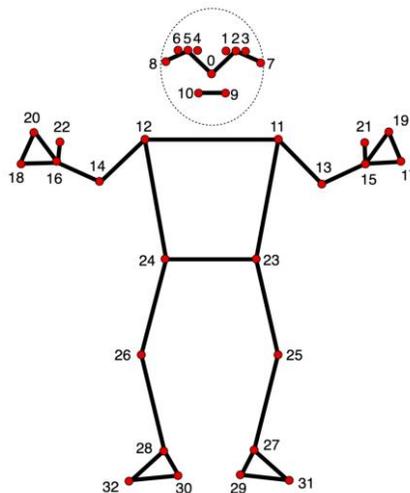
La carga del registro videográfico en el sistema, el procesamiento del video, la estimación de pose con *MediaPipe* y la generación del informe final fueron realizados mediante la implementación de scripts en el lenguaje de programación *Python 3*. Este proceso se apoyó en diversas librerías especializadas para la manipulación de datos visuales como *opencv* y *matplotlib*. Asimismo, se emplearon otras librerías específicas de *Python* para manipulación de datos, análisis y presentación de resultados como *pandas*, *numpy*, *scipy* y se utilizó para generar una interfaz gráfica *Pyqt5* y *pynput*. Para la generación del informe en formato PDF se emplearon las librerías *pdfkit* y *jinja2*. La librería *pdfkit* facilita la conversión de los elementos y contenido del informe en PDF gracias a la capacidad de interactuar con el motor de renderizado HTML. *Jinja2* permite incorporar variables y personalizar la información del informe basado en los datos ingresados por el evaluar y los gráficos generados en el procesamiento de datos.

1. **Captura de video:** Inicialmente, se lleva a cabo la captura de video mediante el empleo de cámaras convencionales o monoculares. En este caso, se optó por el uso de dos cámaras GoPro que permitieron capturar el movimiento de marcha de una persona en el plano sagital (de lado **Figura 3**) y en el plano frontal (de frente **Figura 3**). Posteriormente, estos videos deben ser transferidos a un computador para su posterior análisis y procesamiento.

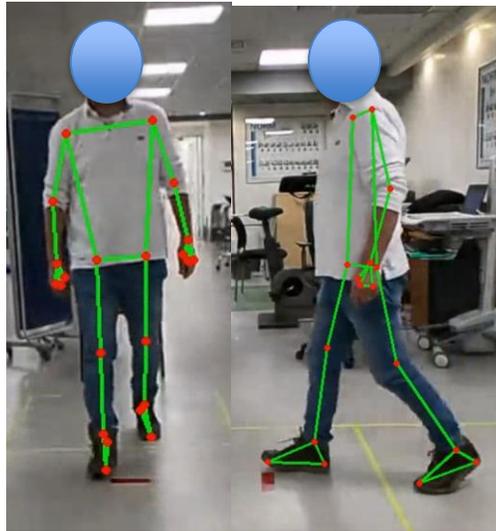


**Figura 3.** Imagen de gesto de marcha en el plano sagital (izquierda) y frontal (derecha) de uno de los pacientes.

2. **Procesamiento con MediaPipe:** El detector recibe como entrada un video, en el cual se busca identificar y seguir la postura humana. Luego con la API de MediaPipe se realiza una estimación precisa de las articulaciones clave del cuerpo humano, generando puntos de referencias conocidos como *landmarks* o puntos clave (**Figura 4**). Una vez que las articulaciones han sido identificadas, se procede a la superposición de estos puntos sobre las imágenes del video, generando así un nuevo video en el cual la pose estimada se visualiza de manera gráfica (**Figura 5**). Este video resalta la posición de las articulaciones a lo largo de la serie temporal.

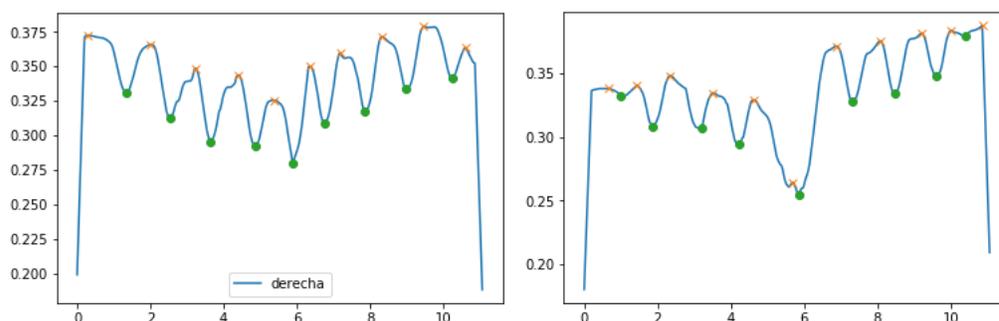


**Figura 4.** Imagen de los *landmarks* o puntos claves del estimador de pose.



**Figura 5.** Imagen de la superposición de la pose estimada de la marcha en el plano sagital (izquierda) y frontal (derecha) de uno de los pacientes registrados.

3. **Filtro y análisis temporal:** Los *landmarks* representan puntos claves del cuerpo. Los *landmarks* de las extremidades inferiores hace referencia a las articulaciones como la cadera, rodilla y tobillo, como también algunos puntos claves del análisis de la marcha como el talón y la punta del pie. La determinación de ángulos (para el análisis cinemático) se lleva a cabo mediante las construcciones de vectores basados en estos *landmarks*. Para esto se utiliza la función inversa de la tangente. El siguiente paso es la aplicación de un filtro *butterworth* pasa bajo de 5 Hz con un orden de 3. Esto permite reducir el ruido de la serie de tiempo de los ángulos generados.
4. **Detección de eventos:** Para la generación del informe se busca analizar un ciclo de marcha, el cual está definido por la fase de apoyo y balanceo de una extremidad. Para ello debemos detectar como eventos el momento del contacto inicial llamado *foot strike* y el momento en que inicia el balanceo definido como *foot off*. Para ello se utilizó la distancia entre la cadera y la rodilla como muestra el gráfico de la **Figura 6**. Cuando la distancia es máxima se encuentra en una fase de *foot strike* y cuando la distancia es mínima, se encuentra en fase de *foot off*.



**Figura 6.** En el gráfico de la derecha se observa la distancia entre talón y cadera derecha. En una cruz se marca lo que se considera como *foot strike*, y en un círculo se marca el evento de *foot off*. En el gráfico de la izquierda se observa la distancia entre el talón y la cadera izquierda.

5. **Cálculo de métricas cinemáticas y temporoespaciales:** Además de las series de tiempo con los ángulos de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, se calcula el rango o amplitud de movimiento de cada articulación en el ciclo de marcha seleccionado. Además, en base a los eventos detectados, se calculan las variables temporoespaciales como tiempos de apoyo, balanceo, doble apoyo y ciclo de marcha.

6. **Generación de informe:** Posterior a realizar estos cálculos, genera un informe en formato PDF con información del usuario evaluado (nombre, edad y diagnóstico médico), las variables temporoespaciales y los gráficos de las series de tiempo de la cinemática angular de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo.

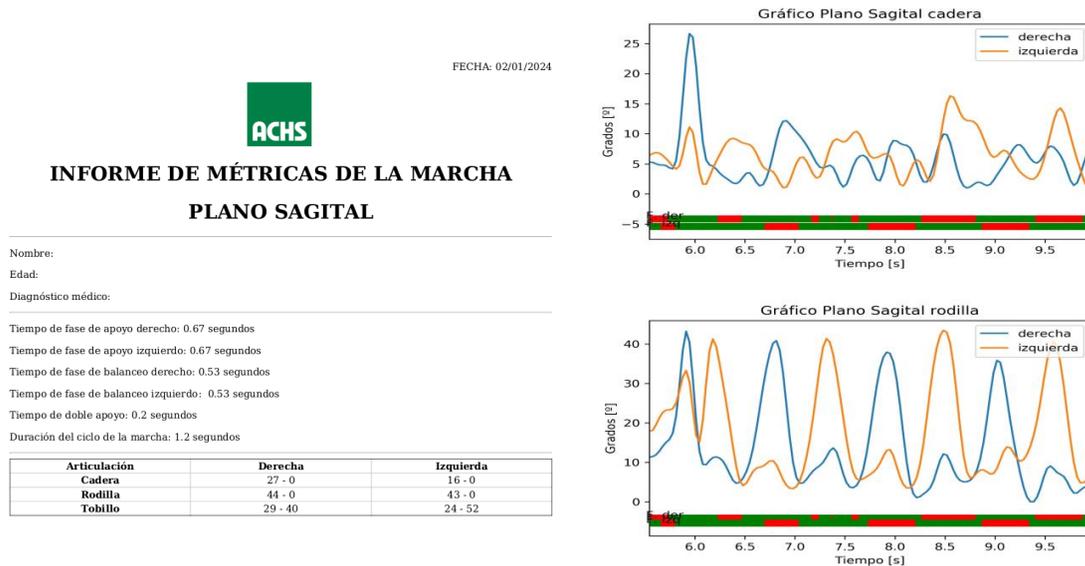


Figura 7. Informe de marcha generado por la aplicación.

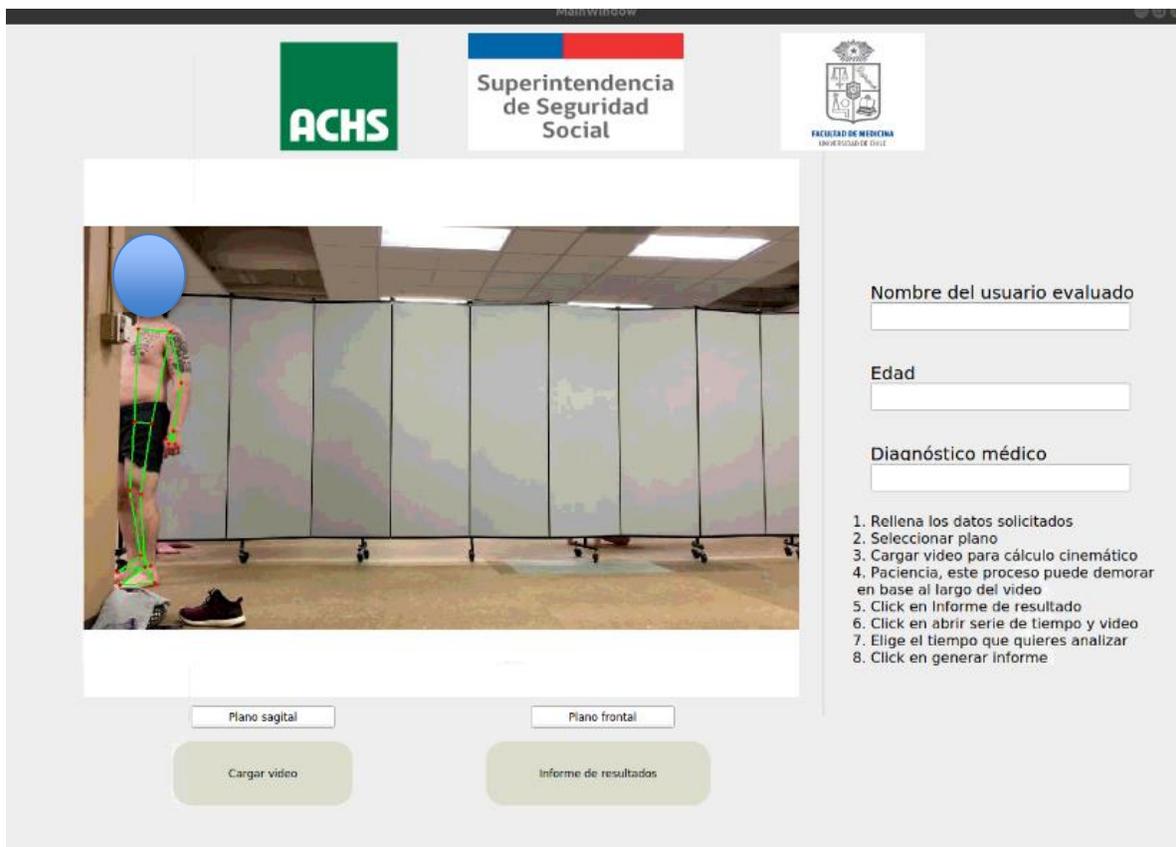
### Retroalimentación por parte de profesionales ACHS

En una reunión con un kinesiólogo del servicio de Terapia Física, se realizó una demostración del *software* y se recibió retroalimentación. Durante este encuentro se destacaron y analizaron diversos aspectos del programa identificándose los siguientes puntos claves que han sido objeto de especial atención para una iteración de mejora:

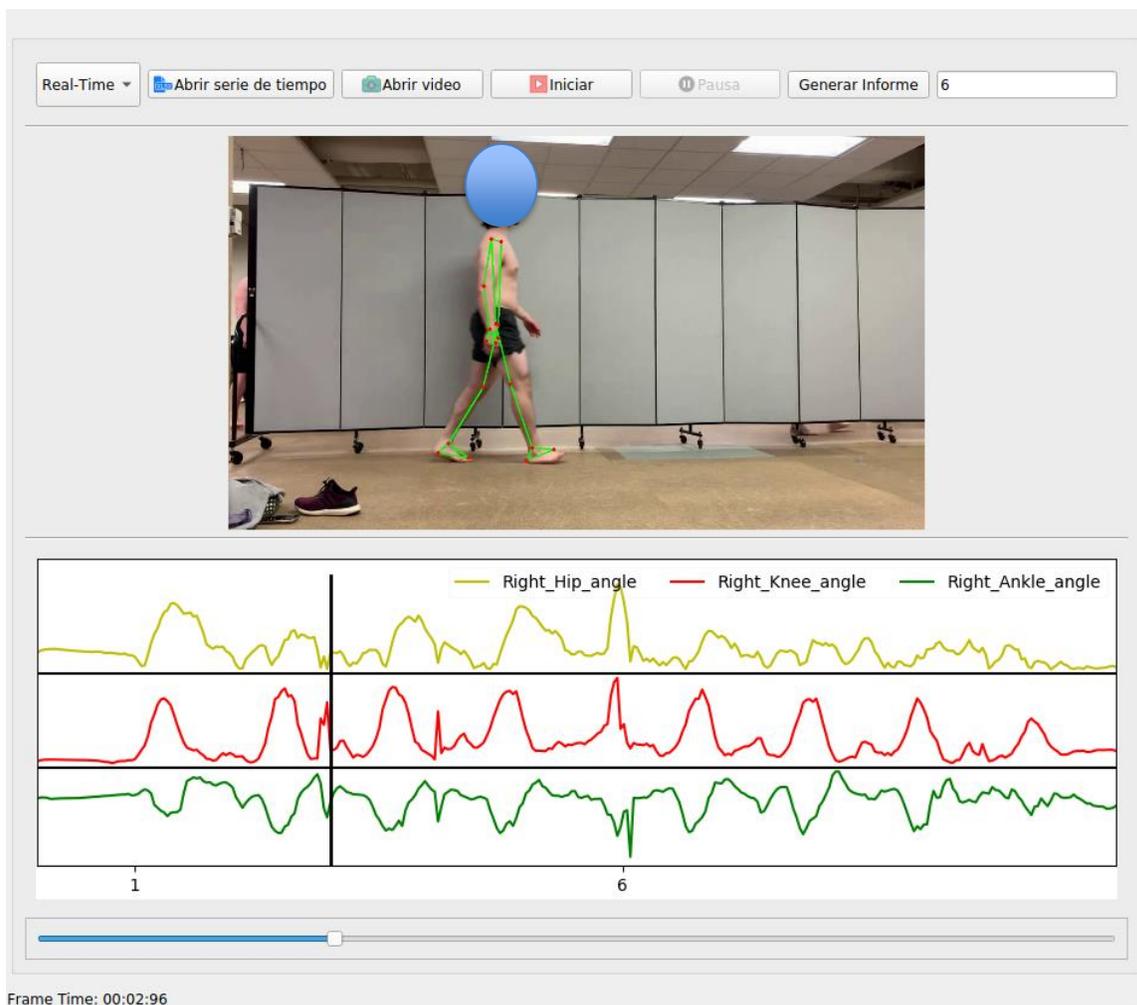
- Que exista la opción de seleccionar visualmente el ciclo de marcha que se quiera analizar a través de un reproductor de vídeo integrado a la aplicación.
- Que solo se observa un ciclo de marcha y no todo el registro.
- Agregar instrucciones en el costado para ejecutar el análisis.

### Mejoras en base a retroalimentación

Primero, en la pantalla principal se observan instrucciones en la zona lateral derecha (**Figura 8**). Además, se agrega a la aplicación una segunda pantalla que se despliega al hacer clic en el botón de informe de resultados. Esta segunda pantalla permite cargar la última serie de tiempo y el video generado de la estimación de pose en un reproductor de video con *slider*, una barra inferior que permite seleccionar un tiempo en el video, iniciar y pausar en el *frame* deseado como se muestra en la **Figura 9**. También permite que se seleccione un tiempo final para el análisis de datos y la generación del informe de marcha **Figura 10**.

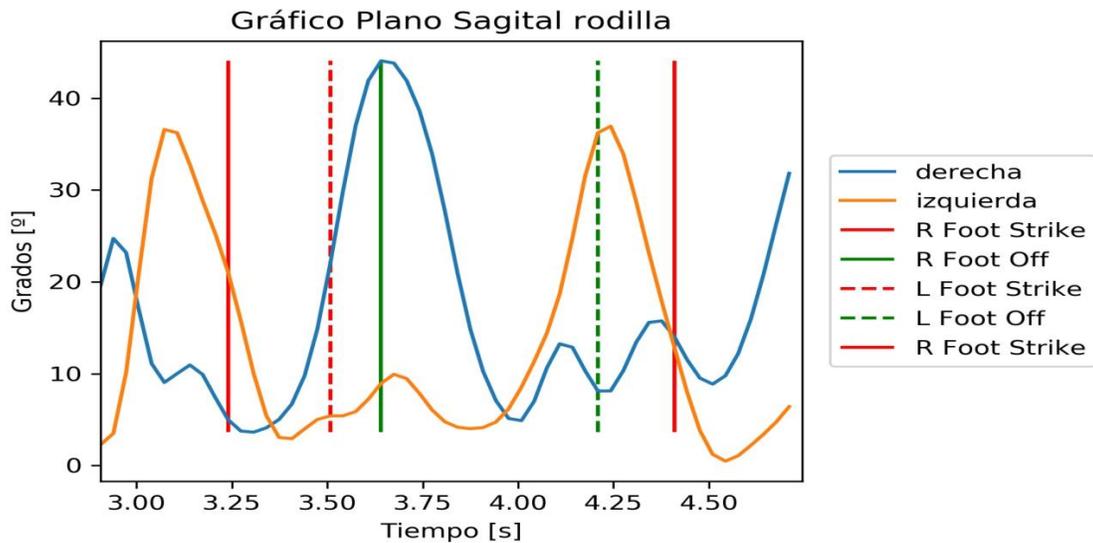


**Figura 8.** Pantalla principal que permite cargar un video a selección del clínico, ingresar datos del paciente y genera el video con el estimador de pose. Resaltar que existen instrucciones detalladas en la parte inferior derecha.



**Figura 9.** Segunda pantalla que fue agregada posterior al *feedback*. Este permite cargar la última serie de tiempo calculada y el video con el estimador de pose en un reproductor de video que

permite iniciar, pausar y seleccionar el tiempo del video con un slider o barra de reproducción. Además, permite generar el informe de marcha en los tiempos sugeridos por el evaluador.



**Figura 10.** Actualización del gráfico de marcha. Solo se observa un ciclo de marcha con los eventos antes mencionados.

## VII. Resultados

### A. Requerimientos profesionales ACHS

Se desarrolló una encuesta y una entrevista abierta a los kinesiólogos y kinesiólogas que trabajan o desempeñan funciones relacionadas a la evaluación y plan de tratamiento de usuarios con alteraciones de la marcha en el Hospital del Trabajador – ACHS del servicio de Terapia Física.

En la encuesta, se les consultó sobre los siguientes puntos o dimensiones, con el fin identificar factores y métricas claves para la generación del reporte de resultados del sistema de evaluación de marcha:

- Aspectos generales de la marcha.
- Características del ciclo de marcha.
- Características cinemáticas de la cadera.
- Características cinemáticas de la rodilla.
- Características cinemáticas del tobillo.
- ¿Sumaría algún otro aspecto? (Pregunta abierta).

La encuesta la completaron 8 kinesiólogos ACHS, 4 del equipo de extremidad inferior, 2 del equipo de biomecánica y 2 de neurorrehabilitación

Los resultados se presentan en la **Tabla 1**:

**Tabla 1. Principales resultados de los requerimientos solicitados por profesionales ACHS.**

<b>Dimensión</b>	<b>Aspectos relevantes</b>
Aspectos generales de la marcha:	1) <i>Asimetría de las extremidades inferiores durante la marcha.</i> 2) <i>Alteraciones en las fases de la marcha.</i> 3) <i>Eficiencia energética durante la marcha.</i>
Características del ciclo de la marcha:	1) <i>Tiempo de doble apoyo.</i> 2) <i>Tiempo de apoyo en cada pie/ Largo de cada paso/ Duración del ciclo de la marcha.</i> 3) <i>Tiempo de balanceo de cada pie.</i>
Características de la cinemática de la cadera	1) <i>Ángulo de flexo-extensión de la cadera.</i>
Características de la cinemática de la Rodilla	1) <i>Ángulo de Varo-valgo de la rodilla.</i> 2) <i>Ángulo de flexo-extensión de la rodilla.</i> 3) <i>Velocidad de la flexo-extensión rodilla.</i>
Características de la cinemática del Tobillo	1) <i>Ángulo de flexión dorsal-plantar/Ángulo de Varo-valgo del tobillo.</i> 2) <i>Ángulo de Abd-Add del pie (ángulo de rotación) / Velocidad de la flexión dorsal-plantar del tobillo.</i>
Otros aspectos	1) <i>Centro de masa y la oscilación del centro de masa durante la marcha</i> 2) <i>Análisis estático de la postura y la carga de peso</i> 3) <i>Análisis de la cadencia de la marcha</i> 4) <i>Análisis del tilt pélvico</i>

Otros resultados generales de la encuesta en relación a las características de los profesionales e intereses se muestran a continuación:

1) ¿Con qué tipo de pacientes (diagnósticos) trabaja usted mayormente?

Al analizar las respuestas de los entrevistados vimos que trabajan principalmente en los siguientes diagnósticos:

Lesiones de extremidad inferior (rodilla, tobillo y cadera) de origen traumatológico. En donde muchos casos son lesiones complejas ya que proviene de accidentes de alta energía

2) ¿Ha tenido acercamiento a biomecánica y/o a laboratorios de marcha?

Tres de los encuestados relata no tener experiencia en laboratorios de biomecánica, otros tres encuestados relatan no tener experiencia en laboratorios de biomecánica y el resto de los participantes relata tener una relación poco frecuente con estos laboratorios.

3) ¿Qué rol tienen los análisis de la cinemática y la cinética en su quehacer profesional?

En esta pregunta las respuestas de los encuestados mencionan que las evaluaciones biomecánicas proporcionan datos objetivos sobre los déficits y desbalances del paciente, permitiendo tomar decisiones terapéuticas precisas y optimizar el tratamiento.

Mencionan que en la ACHS en estos momentos no se tiene un sistema de análisis cinemático de la marcha, pero que sí se usan análisis cinéticos que orientan el

tratamiento e incluso se usan como parámetros para el alta del paciente.

En general, se destaca que la evaluación biomecánica es fundamental para orientar el tratamiento y lograr mejorar la función del paciente, corregir las alteraciones musculares y de rango articular.

4) En el contexto de su quehacer, ¿cuáles de los componentes de un análisis biomecánico son los más útiles para su práctica?

Los encuestados respondieron en diferentes contextos clínicos, y por eso hemos decidido separarlos en dos grupos. Para los que trabajan en traumatología y biomecánica de extremidad inferior y los que trabajan en neurología.

a-Traumatología y biomecánica de extremidad inferior:

Este grupo dice que los parámetros más relevantes son la velocidad de la marcha, largo del paso, rango articular, tiempos de apoyo, cadencia, simetría en la carga de peso, tanto en la marcha como en condiciones de control postural y patrones de activación muscular.

b-Neurología:

Simetría de la marcha, comportamiento del centro de presión durante la marcha, tiempo de respuesta a alteraciones del equilibrio, porcentaje del ciclo de la marcha en doble apoyo. Número de pasos durante el giro y rango de tobillo de la extremidad parética durante la marcha y el tilt de la pelvis.

5) ¿Cómo se imagina un sistema portátil de bajo costo de análisis biomecánico de la marcha?

En términos generales los encuestados se refirieron con estos conceptos al sistema portátil y de bajo costo:

- Que el dispositivo sea portátil.
- Fácil de utilizar para el kinesiólogo y con un reporte fácil de interpretar.
- Con un software amigable y capaz de reproducir resultados.
- Que tenga resultados confiables.
- Que pueda hacer un seguimiento del avance del paciente comparando resultados en el tiempo.
- Con un acelerómetro que registre la marcha en la vida cotidiana.
- Cómodo para el paciente y fácil de usar para el operador.
- Capaz de registrar al menos 4-6 ciclos de la marcha.
- De rápido uso, con buena sensibilidad en los registros y que entregue parámetros mínimos para hacer un análisis de marcha.
- Capaz de hacer análisis estático y dinámico de la marcha.
- Que sirva tanto para evaluar como para entrenar al paciente, con un

sistema de retroalimentación.

6) ¿Qué características debe tener este sistema para que le sea útil? (velocidad de captura para marcha, carrera, otros movimientos), detección de segmentos de la EEII, detección de ángulos de las EEII, otro tipo de información)

Según los encuestados, las características que debería tener este sistema para ser útil son:

- Fiabilidad y precisión en la medición, con un bajo nivel de error.
- Capacidad para capturar tanto la cinemática como la cinética del movimiento.
- Fácil descarga de los resultados con gráficos claros. Para que las indicaciones al paciente sean claras.
- Captura en los tres planos para evitar zonas ciegas y pérdida de marcadores.
- Velocidad de la marcha, porque en neurología es un criterio que se usa para evaluar si se necesitan o no ayudas técnicas.
- Medición de la presión en la planta del pie y carga en diferentes puntos del pie.
- Que entregue posición angular, velocidad y aceleración de cada uno de los componentes de la marcha.
- Que contenga una explicación de cada uno de los ítems que contiene el software.
- Fácil de usar tanto para el paciente como para el operador.
- Ser compacto y portátil para poder llevarlo al paciente en cualquier lugar y realizar la evaluación en situaciones reales.

En términos generales en el contexto clínico, se destacan la cadencia, el largo del paso, la velocidad de la marcha y la simetría en la carga de peso. También son importantes los patrones de movimiento de la pelvis, cadera, rodilla y tobillo durante la marcha. Además, el análisis de balance y equilibrio es crucial para evaluar la postura y la capacidad de mantener la estabilidad. Por último, es importante tener en cuenta el rango articular durante la marcha y la carga de peso en diferentes zonas del pie.

El listado resumen de los requerimientos (variables sugeridas en orden de prioridad, ver anexo 1) fueron:

- 1- Tiempo de doble apoyo de la marcha
- 2- Asimetría de las extremidades inferiores durante la marcha
- 3- Eficiencia energética durante la marcha

- 4- Tiempo de apoyo en cada pie.
- 5- Largo del paso
- 6- Alteraciones en las fases de la marcha
- 7- Tiempo de balanceo de cada pie
- 8- Duración del ciclo de la marcha
- 9- Ángulo de flexo-extensión de la rodilla
- 10- Ángulo de flexión dorsal - plantar
- 11- Inestabilidad durante la marcha

Durante el proyecto se trabajó en el análisis de las variables mencionadas, pero quedó pendiente el integrar una mayor variedad de parámetros en los informes. En esta entrega solo se logró trabajar con los ángulos articulares de rodilla, cadera y tobillo en 3 diferentes fases de la marcha junto con los tiempos de apoyo de cada pie y doble apoyo.

## **B. Sistema de estimación de variables de marcha sin marcadores**

**B1. Interfaz de usuario:** El flujograma de funcionamiento del sistema actual consiste en:

- Grabación de video en plano sagital durante la marcha en 3 metros.
- Grabación de video en plano frontal durante la marcha en 3 metros
- Subida de los videos a computador que contiene aplicación *Python*.
- Abrir aplicación *Python* que por medio de una interfaz solicita subir un video, seleccionar el plano que se quiere analizar
- Luego presionar generar reporte, donde se muestra la reconstrucción del modelo de postura en un video, y las series de tiempo de las articulaciones de cadera, rodilla y cadera.
- Existe la posibilidad de seleccionar el tiempo para generar el reporte final y la estimación de un ciclo de marcha con las fases de apoyo y balanceo. Para más detalles ver punto VI.

## **B2. Reporte de marcha para profesionales:**

El reporte de marcha final contiene la siguiente información:

- Tiempos de las fases de apoyo y balanceo.
- Ángulos de cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de marcha.
- Gráficos donde se puede visualizar las fases y los ángulos en el tiempo.
- El informe queda almacenado en el disco duro en formato PDF y HTML. Más detalles ver punto VI.

## **C. Estimación del error**

Para evaluar el error en las mediciones realizadas por nuestro sistema de evaluación biomecánica, la marcha de los sujetos fue simultáneamente capturada por nuestras 2 cámaras y por las 10 cámaras del sistema de evaluación biomecánica *Vicon* (tasa de muestreo de 100 Hz). Los valores de desplazamiento

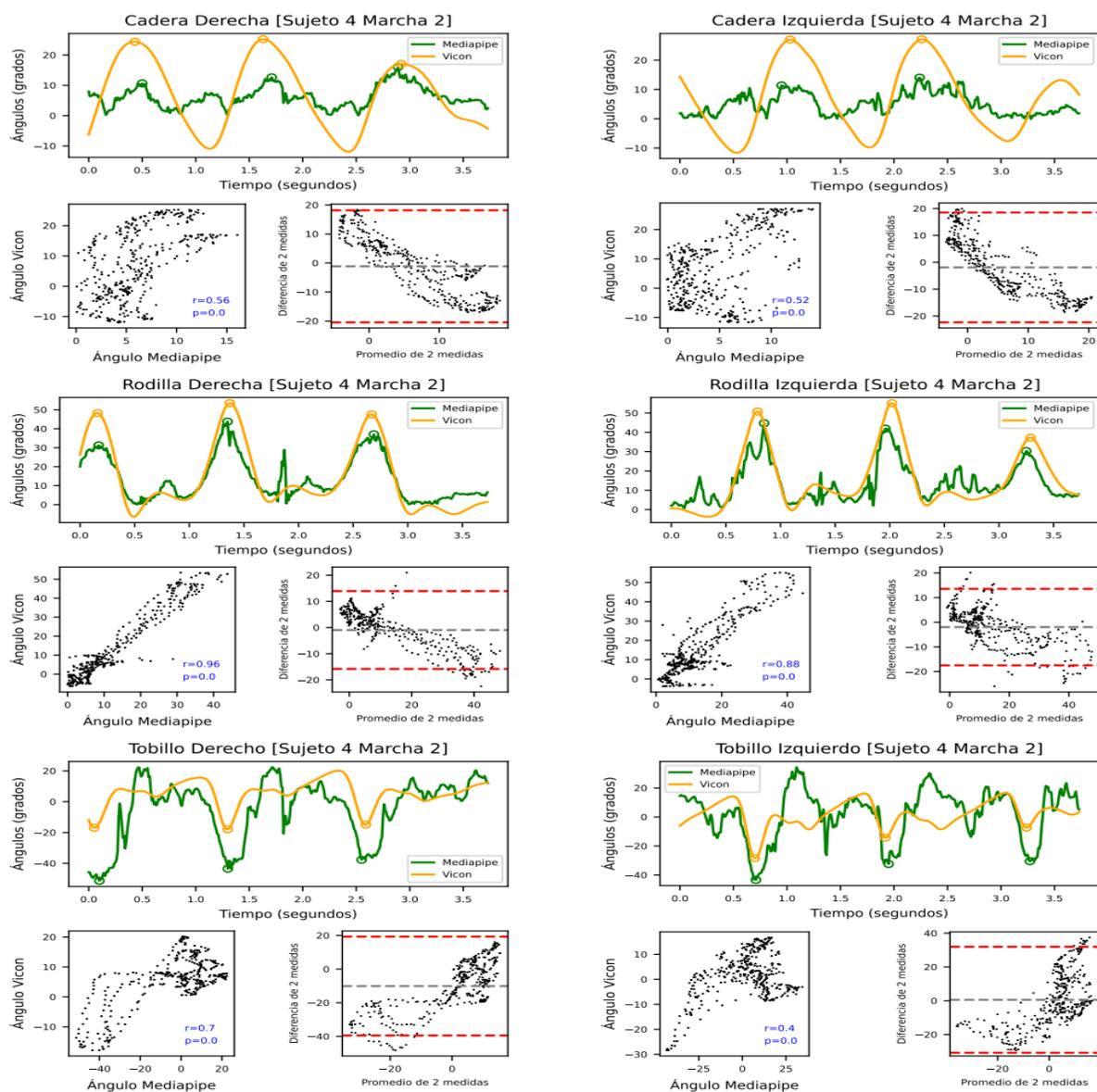
angular de caderas, rodillas y tobillos fueron extraídos desde ambos sistemas, igualadas sus tasas de muestreo y sincronizados, para ser comparados. Dado que no contamos con un método de sincronización durante la captura simultánea con los 2 sistemas, las respectivas señales de *MediaPipe* y *Vicon* fueron sincronizadas *offline* mediante inspección visual.

Para la comparación se analizaron 24 ensayos o marchas realizadas por 8 sujetos. La **Tabla 2** muestra el número de ensayos por sujeto.

**Tabla 2. Número de ensayos por sujeto usados en la comparación.**

Sujeto	1	2	3	4	5	6	8	9
Número de Ensayos (Marchas)	2	2	3	2	3	5	3	4

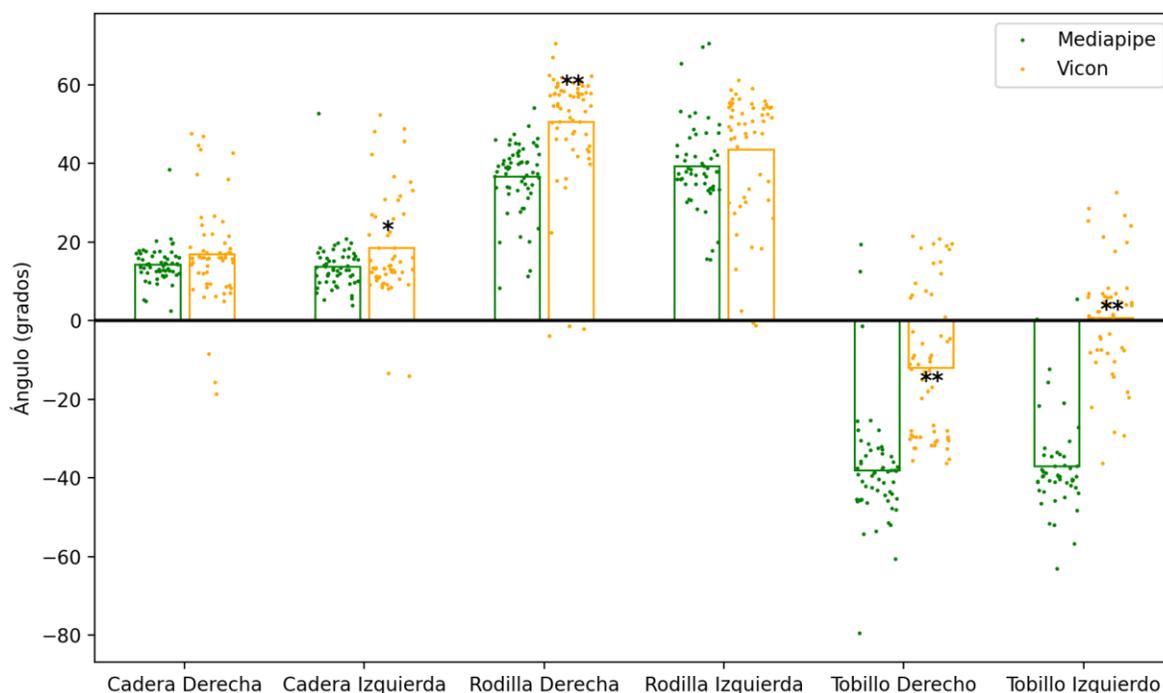
La **Figura 11** muestra un ejemplo representativo del desplazamiento angular de las articulaciones de cadera, rodilla, y tobillo en un ensayo.



**Figura 11. Ejemplo de comparación de desplazamiento angular.** Cada sub-panel representa una articulación, donde el gráfico superior muestra el desplazamiento angular en el tiempo obtenido con *MediaPipe* (trazo verde) y con *Vicon* (trazo naranja), los círculos abiertos en cada trazo indican el máximo de desplazamiento angular. Los gráficos inferiores izquierdos muestran la correlación entre los valores angulares pareados (*MediaPipe*-*Vicon*) donde además se indica en texto azul el coeficiente de correlación de Momento-producto de Pearson ( $r$ ) y el valor  $P$  asociado. Los gráficos inferiores derechos corresponden a un representación de Bland-Altman, donde se gráfica el promedio de dos medidas pareadas (*MediaPipe* y *Vicon* respectivamente) contra la diferencia de las

mismas. Todas las **Figuras** resumen de cada ensayo o marcha, similares a ésta, están disponibles en el archivo Anexo\_**Figuras**\_Comparacion\_Mediapipe\_Vicon.pdf, disponible junto a este informe.

Los máximos valores angulares de cada ciclo de marcha fueron determinados de forma semi supervisada en ambos sistemas y luego comparados. La **Figura 12** representa los valores de desplazamiento angular máximo de todos los ciclos de marcha detectados para cada articulación. Se observaron diferencias significativas entre ambos sistemas en cadera izquierda, rodilla derecha y ambos tobillos (Prueba t de *Student* para muestras pareadas). Esto puede deberse en particular en que, contra todo pronóstico, los datos del sistema *Vicon* presentan una mayor dispersión, así como valores atípicos (*outliers*) en todas las articulaciones, los cuales no fueron excluidos del análisis.



**Figura 12. Promedios del desplazamiento angular máximo obtenido con MediaPipe y Vicon.** Los desplazamientos angulares máximos (círculos abiertos ejemplificados en la **Figura** anterior) fueron extraídos y agrupados por articulación y sistema de captura. La altura de cada barra representa el promedio del grupo, mientras que los puntos ilustran los datos individuales de cada ciclo detectado. En el eje X se indica la articulación mientras que los datos de MediaPipe y Vicon se representan en los colores verde y naranja respectivamente. Las barras con asteriscos representan las articulaciones donde se detectaron diferencias significativas entre los valores obtenidos con MediaPipe y Vicon con la prueba t de *Student* para muestras pareadas (\*:  $p < 0,05$ , \*\*:  $p < 0,01$ ).

La **Tabla 3** resume los resultados de la comparación estadística entre los máximos angulares obtenidos con *MediaPipe* y *Vicon*.

**Tabla 3. Comparación estadística entre máximos angulares de MediaPipe y Vicon.**

Articulación	MEDIAPIPE		VICON		Prueba de t de Student para muestras pareadas			
	Promedio ± Desviación Estándar	Rango	Promedio ± Desviación Estándar	Rango	Estadístico	P	df	Significancia Estadística
Cadera Derecha	14.4 ± 4.8	[2.5 - 38.5]	16.9 ± 12.7	[-18.6 - 47.6]	-1.59	0,1172	56	n.s
Cadera Izquierda	13.9 ± 6.6	[4.0 - 52.8]	18.5 ± 13.1	[-14.0 - 52.4]	-2.5	0,0155	54	*
Rodilla Derecha	36.7 ± 8.9	[8.3 - 54.2]	50.6 ± 14.6	[-3.7 - 70.6]	-10.09	0,0000	62	**
Rodilla Izquierda	39.3 ± 10.9	[15.6 - 70.6]	43.6 ± 15.7	[-1.2 - 61.3]	-1,99	0,0517	55	n.s
Tobillo	-38.1 ± 14.4	[-79.4 - 19.5]	-11.9 ± 18.5	[-36.2 - 21.6]	-8.88	0,0000	57	**

Derecho								
Tobillo izquierdo	-37.0 ± 12.1	[-63.0 - 5.5]	0.8 ± 14.8	[-36.3 - 32.6]	-13,89	0,0000	48	**

n.s : no significativa, \*: p<0,05, \*\*: p<0,01

La **Tabla 4** muestra, para el desplazamiento angular de cada articulación evaluada, el promedio de los valores absolutos de los coeficientes de correlación producto-momento de Pearson obtenidos en cada ensayo, así como el rango total de estos. Si bien los promedios son bajos, los valores alcanzados en algunos ensayos para todas las articulaciones son altos, siendo el menor de estos de 0,55 para el tobillo izquierdo y el mayor de 0,96 para la rodilla derecha.

**Tabla 4. Correlación y error de desplazamiento angular entre MediaPipe y Vicon**

Articulación	r absoluto promedio	Rango de r (absoluto)	Error (grados)
Cadera Derecha	0,26	[0,0 - 0,84]	6,7 ± 9,3
Cadera Izquierda	0,21	[0,0 - 0,88]	6,2 ± 10,7
Rodilla Derecha	0,41	[0,0 - 0,96]	-1,8 ± 4,6
Rodilla Izquierda	0,36	[0,0 - 0,89]	0,5 ± 7,2
Tobillo Derecho	0,2	[0,0 - 0,72]	-3,6 ± 12,6
Tobillo Izquierdo	0,14	[0,0 - 0,55]	-12,5 ± 12,9

r; coeficiente de correlación producto-momento de Pearson. Dado que algunas correlaciones son negativas, se usaron los valores absolutos. Error: diferencia promedio entre medidas correspondientes (Bland-Altman).

Esto último sugiere que, en las condiciones apropiadas, nuestro sistema es comparable en precisión a *Vicon*, el estándar dorado de la evaluación biomecánica. Un desafío pendiente sería entonces identificar sistemáticamente los factores causantes del error y adoptar las estrategias y técnicas que permitan su operación óptima. En primera instancia, hemos identificado en ensayos puntuales fuentes de error que son fáciles de solucionar, como oclusiones parciales en la periferia de la imagen del video.

El análisis de los gráficos de Bland-Altman (ver ejemplos en la **Figura 11**) muestra en algunos ensayos que el error (diferencia) del método varía en función de los valores angulares, lo cual indica un sesgo en la exactitud del método. Un análisis interesante sería estudiar si este sesgo depende exclusivamente del valor angular o de otros factores, como la posición del sujeto respecto de las cámaras, por ejemplo, posiciones extremas podrían resultar en estimaciones con menor precisión, derecha/izquierda para el plano sagital, atrás y adelante para el plano frontal, o como la oclusión parcial en algunas partes de la imagen. Si este fuera el caso, son posibles soluciones la incorporación de marcación del espacio de marcha con elementos 3D, y/o la incorporación de una tercera cámara, que son mejoras simples y de bajo costo, pero que incrementarían significativamente la precisión del sistema.

## D. Seguimiento de pacientes

Durante este estudio se evaluaron 10 pacientes, con grabaciones con video cámaras y posterior análisis biomecánico de la marcha. De estos, solo 3 pacientes fueron grabados en condiciones que permitieron al algoritmo de la aplicación detectar en forma óptima los segmentos corporales. Esto fue parte del proceso de aprendizaje de grabar y analizar los datos de los pacientes.

En el anexo se colocaron los informes completos del análisis biomecánico de la marcha que entrega el *software* desarrollado de los sujetos 8 y 9. En este punto analizaremos las diferencias entre los ángulos máximos y mínimos detectados pre y post rehabilitación en las articulaciones con cambios más relevantes.

### Sujeto 8

Paciente hombre, que presenta un daño vestibular asociado a un Traumatismo encéfalo craneano.

Primera evaluación: 10 de octubre del 2023

Segunda evaluación: 12 de diciembre del 2023

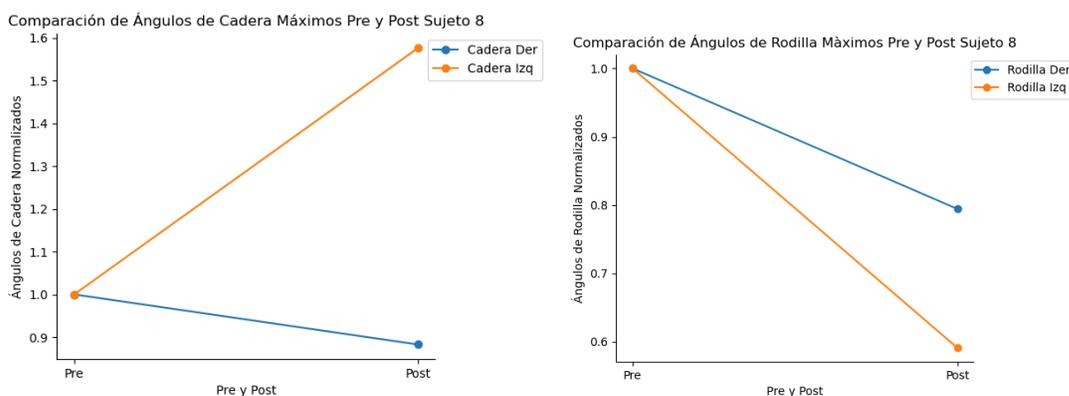


Figura 13. Cambios pre-post Sujeto 8.

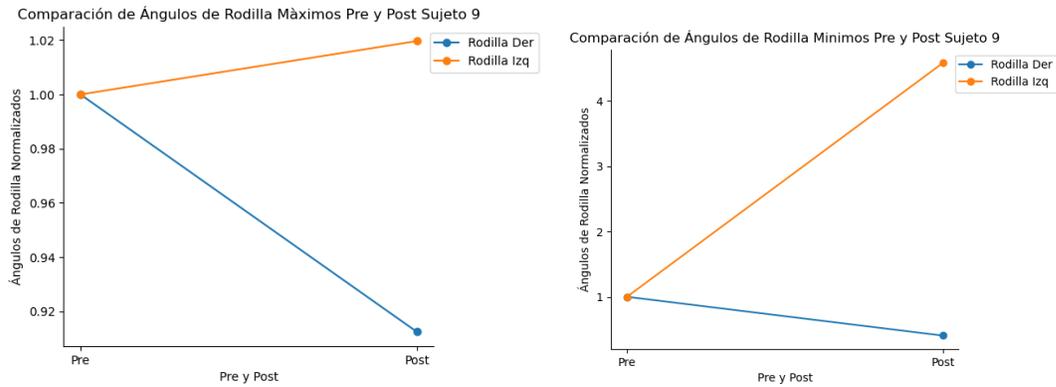
En este paciente específicamente pudimos observar cambios pre y post en los ángulos articulares de la cadera. Ambas caderas muestran un mayor rango de amplitud de movimiento post entrenamiento, especialmente la extremidad inferior izquierda. Lo que sugiere un movimiento más amplio y fluido. Sobre todo, si lo asociamos a un Síndrome Vestibular donde se genera hiperactivación de las vías vestibulo espinal medial y lateral que controlan la musculatura extensora.

### Sujeto 9

Hombre, en rehabilitación debido a cirugía de reconstrucción de ligamento cruzado anterior y lesión de menisco rodilla izquierda.

Primera evaluación: 10 de octubre del 2023

Segunda evaluación: 12 de diciembre del 2023



**Figura 14.** Cambios pre-post Sujeto 9.

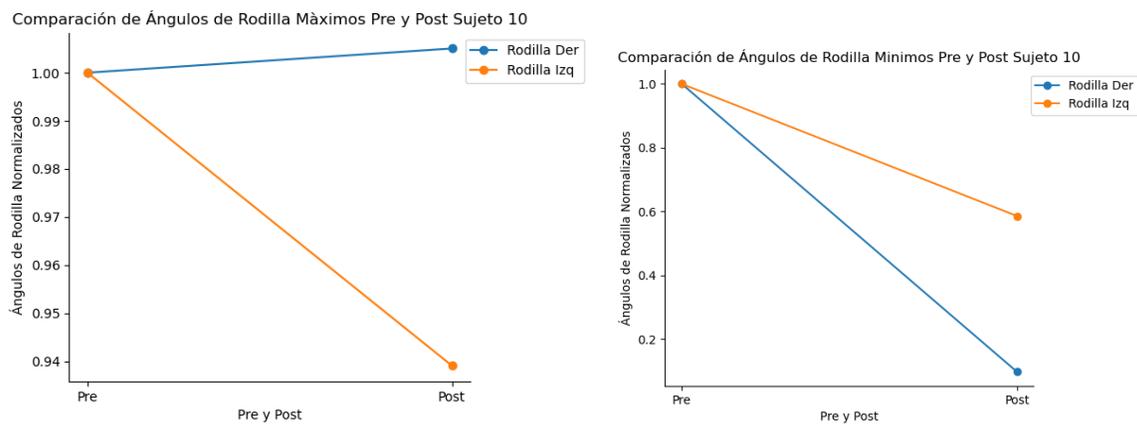
En este paciente específicamente pudimos observar cambios pre y post en los ángulos articulares de la rodilla izquierda (la operada). En donde se observa un aumento de más de cuatro veces su valor del ángulo de extensión de rodilla, lo que puede representar una rigidez o limitación en la extensión de rodilla en la pierna operada pudiendo ser un objetivo terapéutico en el cual trabajar.

### **Sujeto 10**

Mujer, en rehabilitación debido a cirugía de reconstrucción de ligamento cruzado anterior, rodilla derecha.

Primera evaluación: 10 de octubre del 2023

Segunda evaluación: 14 de diciembre del 2023



**Figura 13.** Cambios pre-post Sujeto 10.

En este paciente específicamente pudimos observar cambios pre y post en los ángulos articulares de la rodilla derecha (la operada). En donde se observa un aumento del ángulo de flexión máxima observada durante la marcha en la rodilla derecha (operado) y una disminución del ángulo mínimo de extensión lo que representa un valor más cercano a una extensión óptima.

## **VIII. Recomendaciones para Sistema de Seguridad y Salud en el Trabajo**

El desarrollo alcanzado por la tecnología digital permite actualmente la implementación y operación de sistemas móviles, de bajo costo y fácil operación para realizar mediciones objetivas de la marcha y el equilibrio. En el caso particular de centros de rehabilitación motora, estos sistemas representan una adición con una relación costo/beneficio muy atractivo comparada con los sistemas tradicionales de alta precisión, pero de elevado costo de adquisición e instalación y alto consumo de horas-persona.

Las diferentes guías clínicas en enfermedades profesionales, lesiones traumatológicas y lesiones neurológicas cada vez más sugieren la incorporación de mediciones objetivas de la marcha. Por lo tanto, nuestras recomendaciones de realizar mediciones objetivas de la marcha, están alineadas con los consensos actuales.

El desarrollo del prototipo actual puede ser usado en clínica con resultados confiables para cadera y rodilla en el plano sagital. Sin embargo, es necesario mejorar la usabilidad del sistema (reducir el tiempo de adquisición y número de pasos para llegar al informe), y es necesario mejorar la precisión de parámetros en el plano frontal y de la articulación del tobillo. También es necesario validar el prototipo en diferentes rangos etarios y diferentes condiciones clínicas.

## **IX. Conclusiones**

El sistema propuesto tiene la capacidad de obtener datos de la marcha con un sistema sin marcadores con infraestructura relativamente simple y con un costo que es por lo menos un orden de magnitud menor que el costo de un sistema de evaluación biomecánica.

El sistema ha demostrado ser útil en el ámbito clínico, dado que presenta suficiente sensibilidad y consistencia para detectar cambios en los parámetros de marcha entre mediciones realizadas en distintos tiempos en el mismo paciente.

Si bien el sistema presenta un margen de error comparado con el estándar dorado del área, el análisis de Bland-Altman muestra que la magnitud del error presenta un sesgo que aparentemente depende del valor absoluto del ángulo medido, sin embargo, podría depender en realidad de otros factores, como por ejemplo, la posición del sujeto respecto a la videocámara. La identificación de estos factores, mediante análisis adicionales, permitiría introducir modificaciones dirigidas en el sistema que mejoren ostensiblemente la precisión y exactitud de éste. Una propuesta de modificación es la modelación de un sistema en 3D, para lo cual se necesitaría incorporar una tercera cámara al sistema, así como utilizar marcación 3D del espacio de marcha. Estas modificaciones son de bajo costo y no alteran la usabilidad del sistema.

## X. Referencias

- [1] SUSESO, Superintendencia de Seguridad Social pública informe de Estadísticas de Accidentabilidad 2019, SUSESO Prensa (n.d.). <https://www.suseso.cl/605/w3-article-589920.html> (accessed January 26, 2024).
- [2] C. Zampieri, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, K. Aminian, J.G. Nutt, F.B. Horak, The instrumented timed up and go test: potential outcome measure for disease modifying therapies in Parkinson's disease, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 81 (2010) 171–176. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2009.173740>.
- [3] J.M. Baker, Gait Disorders, *Am. J. Med.* 131 (2018) 602–607. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2017.11.051>.
- [4] T.A.L. Wren, C.A. Tucker, S.A. Rethlefsen, G.E. Gorton, S. Öunpuu, Clinical efficacy of instrumented gait analysis: Systematic review 2020 update, *Gait Posture* 80 (2020) 274–279. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.031>.
- [5] H.G. Watts, Gait laboratory analysis for preoperative decision making in spastic cerebral palsy: is it all it's cracked up to be?, *J. Pediatr. Orthop.* 14 (1994) 703–704.
- [6] M.F. Abel, Gait laboratory analysis for preoperative decision making in spastic cerebral palsy: is it all that it is cracked up to be?, *J. Pediatr. Orthop.* 15 (1995) 698–700.
- [7] C.-H. Chen, D. Ramanan, 3D Human Pose Estimation = 2D Pose Estimation + Matching, (2017). <https://doi.org/10.48550/arXiv.1612.06524>.
- [8] V. Bazarevsky, I. Grishchenko, K. Raveendran, T. Zhu, F. Zhang, M. Grundmann, BlazePose: On-device Real-time Body Pose tracking, (2020). <https://doi.org/10.48550/arXiv.2006.10204>.
- [9] O. Mohamed, H. Appling, 5 - Clinical Assessment of Gait☆☆The authors extend appreciation to Dana Craig, Heather Worden, and Edmond Ayyappa, whose work in prior editions provided the foundation for this chapter., in: K.K. Chui, M. “Millee” Jorge, S.-C. Yen, M.M. Lusardi (Eds.), *Orthot. Prosthet. Rehabil.* Fourth Ed., Elsevier, St. Louis (MO), 2020: pp. 102–143. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-60913-5.00005-2>.
- [10] A. Mirelman, S. Shema, I. Maidan, J.M. Hausdorff, Gait, in: *Handb. Clin. Neurol.*, Elsevier, 2018: pp. 119–134. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0>.
- [11] Perry, Jacquelin, (last) Burnfield, Judith, Gait Analysis: Normal and Pathological Function, *J. Sports Sci. Med.* 9 (2010) 353.
- [12] K. Das, T. de Paula Oliveira, J. Newell, Comparison of markerless and marker-based motion capture systems using 95% functional limits of agreement in a linear mixed-effects modelling framework, *Sci. Rep.* 13 (2023) 22880. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-49360-2>.
- [13] M. Mancini, L. King, A. Salarian, L. Holmstrom, J. McNames, F.B. Horak, Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn Sensors, *J. Bioeng. Biomed. Sci. Suppl* 1 (2011) 007. <https://doi.org/10.4172/2155-9538.S1-007>.
- [14] J. Stebbins, M. Harrington, C. Stewart, Clinical gait analysis 1973–2023: Evaluating progress to guide the future, *J. Biomech.* 160 (2023) 111827. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111827>.
- [15] Z. Cao, G. Hidalgo, T. Simon, S.-E. Wei, Y. Sheikh, OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields, (2019). <https://doi.org/10.48550/arXiv.1812.08008>.
- [16] L. Needham, M. Evans, L. Wade, D.P. Cosker, M.P. McGuigan, J.L. Bilzon, S.L. Colyer, The development and evaluation of a fully automated markerless motion capture workflow, *J. Biomech.* 144 (2022) 111338. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111338>.
- [17] C.S.T. Hii, K.B. Gan, N. Zainal, N. Mohamed Ibrahim, S. Azmin, S.H. Mat Desa, B. Van De Warrenburg, H.W. You, Automated Gait Analysis Based on a Marker-Free Pose Estimation Model, *Sensors* 23 (2023) 6489. <https://doi.org/10.3390/s23146489>.
- [18] T.A.L. Wren, P. Isakov, S.A. Rethlefsen, Comparison of kinematics between Theia markerless and conventional marker-based gait analysis in clinical patients, *Gait Posture* 104 (2023) 9–14. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.029>.
- [19] L. Wade, L. Needham, P. McGuigan, J. Bilzon, Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics, *PeerJ* 10 (2022) e12995. <https://doi.org/10.7717/peerj.12995>.

## XI. Anexos

Ver presentación y comparaciones por sujeto de nuestro sistema contra el sistema Vicon como archivos adicionales. Ver abajo un ejemplo del informe entregado por el sistema.

Carta aprobación comité de ética



**UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE MEDICINA**  
**COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN EN SERES HUMANOS**

### ACTA DE APROBACIÓN DE PROYECTO

(Documento en versión 3.1 corregida 17.11.2020)

Con fecha 24 de enero de 2023, el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Facultad de Medicina, Universidad de Chile, integrado por los siguientes miembros:

Dr. Manuel Oyarzún G., Médico Neumólogo, Profesor Titular, Presidente  
Dra. Lucía Cifuentes O., Médico Genetista, Profesor Titular, Vicepresidente  
Sra. Claudia Marshall F., Educadora, Representante de la comunidad  
Dra. Grisel Orellana V., Médico Neuropsiquiatra, Profesor Asociado  
Prof. Julieta González B., Bióloga Celular, Profesor Asociado  
Dra. María Angela Delucchi B., Médico Pediatra Nefrólogo, Profesor Titular  
Dra. María Luz Bascuñán R., Psicóloga PhD, Profesor Asociado  
Sra. Karima Yarmuch G., Abogada, Dirección Jurídica, Facultad de Medicina  
Sra. Javiera Cobo R., Nutricionista, Secretaria Ejecutiva  
Prof. Verónica Aliaga C., Kinesióloga, Magíster en Bioética, Profesor Asociado  
Dr. Dante Cáceres L., Médico Veterinario, Doctor en Salud Pública, Profesor Asociado

Ha revisado el Proyecto de Investigación titulado: "**APLICACIÓN DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL PARA UNA EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE LA MARCHA A PARTIR DE VIDEOCÁMARAS CONVENCIONALES**". Cuyo investigador Responsable es el Dr. Pablo Burgos, quien desarrolla labores en el Departamento de Kinesiólogía, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

El Comité revisó los siguientes documentos del estudio:

- Proyecto de Fondos concursables superintendencia de seguridad laboral: Proyectos de investigación e innovación en prevención de accidentes y enfermedades profesionales año 2022
- Consentimiento Informado
- Curriculum Vitae de los investigadores
- Carta Compromiso del investigador

El proyecto y los documentos señalados en el párrafo precedente han sido analizados a la luz de los postulados de la Declaración de Helsinki, de las Pautas Éticas Internacionales para la Investigación Biomédica en Seres Humanos CIOMS 2016, y de las Guías de Buena Práctica Clínica de ICH 1996.

24|ENE|2023



Teléfono: 29789536 - Email: [ceish.med@uchile.cl](mailto:ceish.med@uchile.cl)



**UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE MEDICINA**  
**COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN EN SERES HUMANOS**

Sobre la base de esta información el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile se ha pronunciado de la siguiente manera sobre los aspectos del proyecto que a continuación se señalan:

- a) Carácter de la población a estudiar: Población cautiva, investigación no terapéutica.
- b) Utilidad del proyecto: Es un avance en investigación relativo a la innovación en salud para rehabilitar trastornos musculo esqueléticos de extremidades inferiores en trabajadores chilenos.
- c) Riesgos y beneficios: Riesgos: posibles caídas al realizar la deambulaci3n. Beneficios: son indirectos, ya que principalmente constituye un avance en el conocimiento e informaci3n en la rehabilitaci3n de pacientes a trav3s del uso de tecnolog3a.
- d) Protecci3n de los participantes (asegurada por el consentimiento informado): Adecuada.
- e) Notificaci3n oportuna de reacciones adversas: Se contempla protocolo de atenci3n en caso de eventos adversos.
- f) Compromiso del investigador responsable en la notificaci3n de los resultados del estudio al finalizar el proyecto: S3.
- g) Requiere seguimiento o visita en terreno: Si \_\_\_ No X\_\_\_  
N.º de vistas: \_\_\_

Por lo tanto, el comit3 estima que el estudio propuesto est3 bien justificado y que no significa para los sujetos involucrados riesgos f3sicos, ps3quicos o sociales mayores que m3nimos.

Este comit3 tambi3n analiz3 y aprob3 los correspondientes documentos de Consentimiento Informado en su versi3n original el 05 de diciembre de 2022, que se adjunta firmado, fechado y timbrado por este CEISH

Sin perjuicio de lo anterior, seg3n lo establecido en el art3culo 10 bis del D.S Nº 114 de 2011, del Ministerio de Salud que aprueba el reglamento de la ley Nº 20.120; es preciso recordar que toda investigaci3n cient3fica en seres humanos deber3 contar con la autorizaci3n expresa del o de los directores de los establecimientos dentro de los cuales se efect3e, la que deber3 ser evacuada dentro del plazo de 20 d3as h3biles contados desde la evaluaci3n conforme del CEISH, siendo de responsabilidad del investigador enviar a este Comit3 una copia de la misma dentro del plazo seÑalado.

24|ENE|2023



*Tel3fono: 29789536 - Email: ceish.med@uchile.cl*



**UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE MEDICINA**  
**COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN EN SERES HUMANOS**

En virtud de las consideraciones anteriores el Comité otorga la aprobación ética para la realización del estudio propuesto, dentro de las especificaciones del protocolo.

Se extiende este documento por el periodo de **01 año** a contar desde la fecha de aprobación prorrogable según informe de avance y seguimiento bioético.

**Lugar de realización del estudio:**

- Hospital de la Asociación Chilena de Seguridad, sede Estación Central.

JAVIERA DE LOS  
ANDES COBO  
RIVEROS

**Nta. Javiera Cobo Riveros**  
**Secretaria Ejecutiva CEISH**

Santiago, 24 de enero 2023

Proyecto: N° 231-2022  
Archivo acta: N° 200

24|ENE|2023





## INFORME DE MÉTRICAS DE LA MARCHA PLANO SAGITAL

---

Nombre: Paciente 9

Edad: 40

Diagnóstico médico: TEC + vestibular

---

Tiempo de fase de apoyo derecho: 0.59 segundos

Tiempo de fase de apoyo izquierdo: 0.58 segundos

Tiempo de fase de balanceo derecho: 0.5 segundos

Tiempo de fase de balanceo izquierdo: 0.48 segundos

Tiempo de doble apoyo: 0.2 segundos

Duración del ciclo de la marcha: 1.1 segundos

---

Articulación	Derecha	Izquierda
<b>Cadera</b>	94 - 0	82 - 0
<b>Rodilla</b>	91 - 0	89 - -1
<b>Tobillo</b>	84 - 88	88 - 82

---

Gráfico Plano Sagital cadera

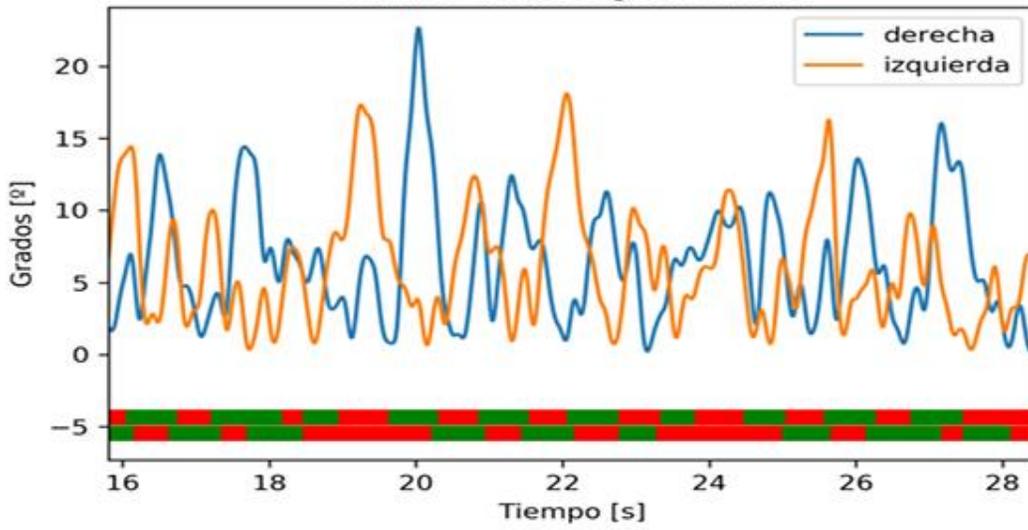


Gráfico Plano Sagital rodilla

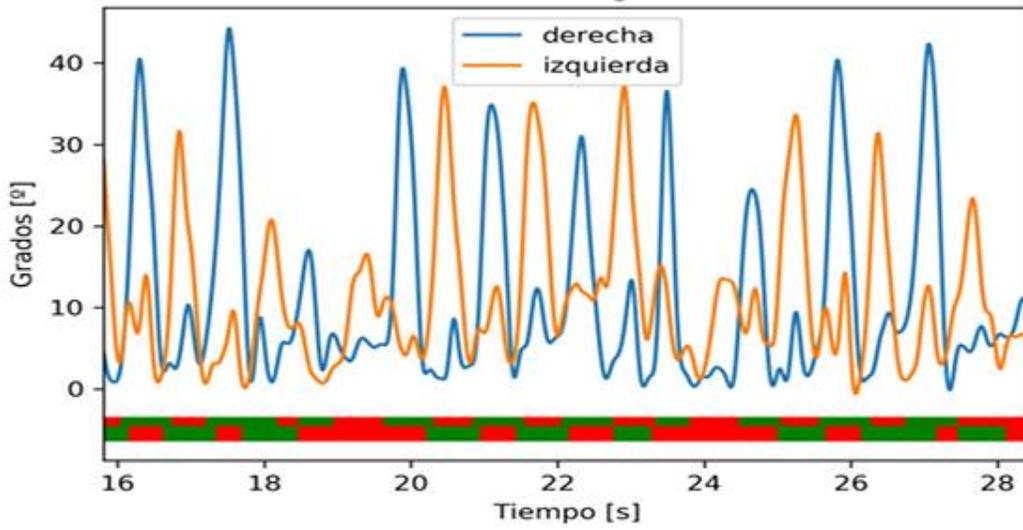
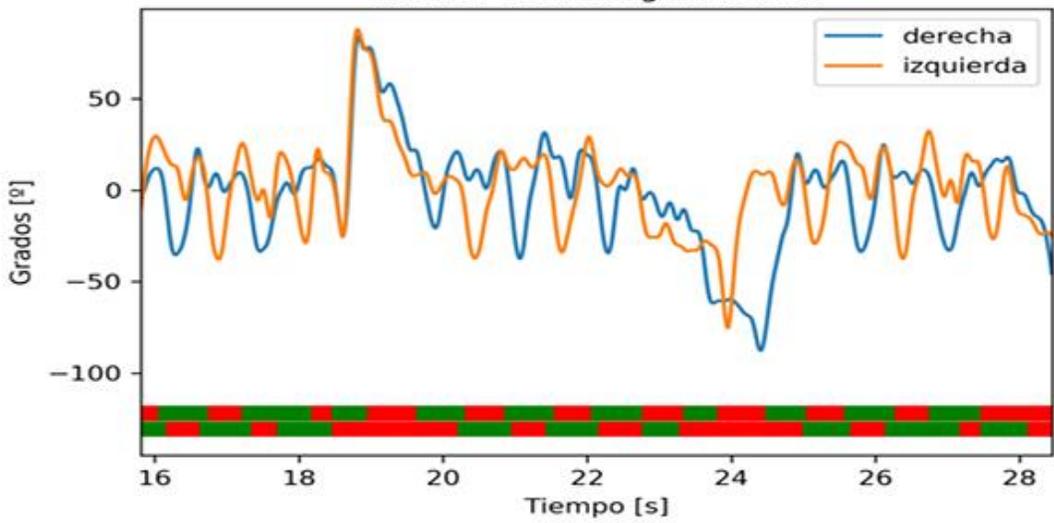


Gráfico Plano Sagital tobillo



## **ANEXO DE INFORME FINAL:**

### **FIGURAS DE COMPARACIÓN MEDIAPIPE Y VICON**

**288-2022 UCH Burgos**

#### **Aplicación de inteligencia artificial para una evaluación biomecánica de la marcha a partir de videocámaras convencionales.**

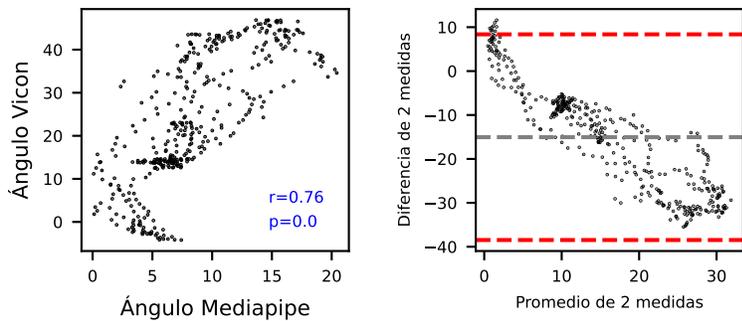
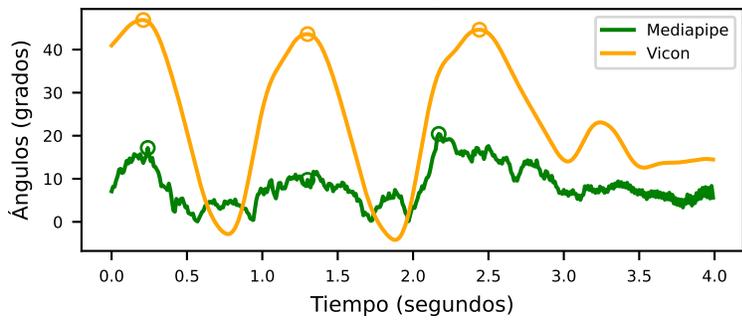
Autores: Pablo Burgos, José Carrasco, Enzo Verdi, Rómulo Fuentes

Año publicación: 2024

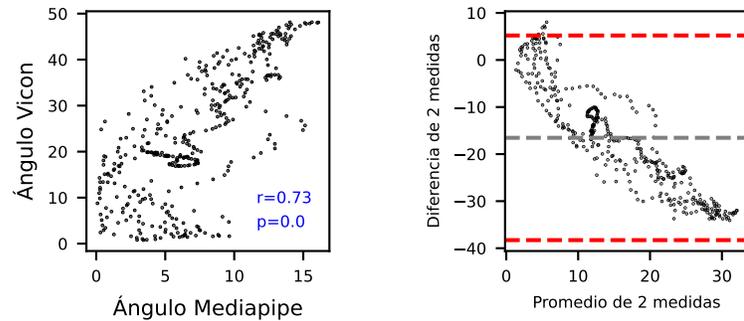
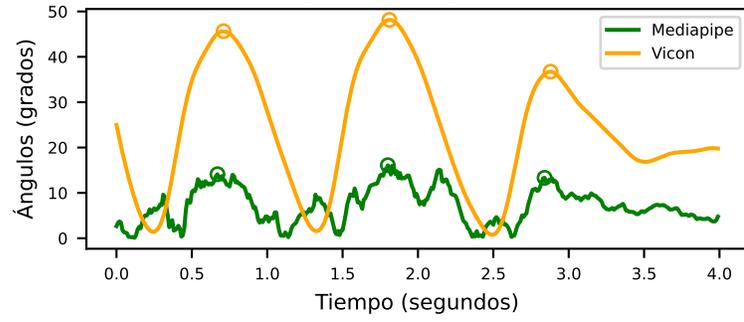
Este archivo contiene los gráficos individuales de cada ensayo utilizado en la comparación entre los sistemas MediaPipe y Vicon.

Cada página corresponde a un ensayo (se indica Sujeto y ensayo) Cada sub-panel representa una articulación, donde el gráfico superior muestra el desplazamiento angular en el tiempo obtenido con MediaPipe (trazo verde) y con Vicon (trazo naranja), los círculos abiertos en cada trazo indican el máximo de desplazamiento angular. Los gráficos inferiores izquierdos muestran la correlación entre los valores angulares pareados (MediaPipe-Vicon) donde además se indica en texto azul el coeficiente de correlación de Momento-producto de Pearson( $r$ ) y el valor P asociado. Los gráficos inferiores derechos corresponden a un representación de Bland-Altman donde se gráfica el promedio de dos medidas pareadas (MediaPipe y Vicon respectivamente) contra la diferencia de las mismas.

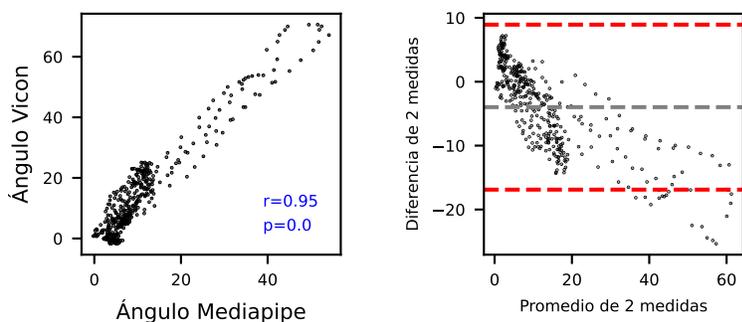
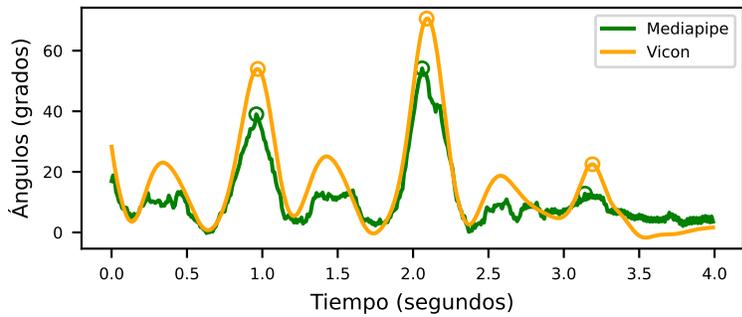
Cadera Derecha [Sujeto 1 Marcha 4]



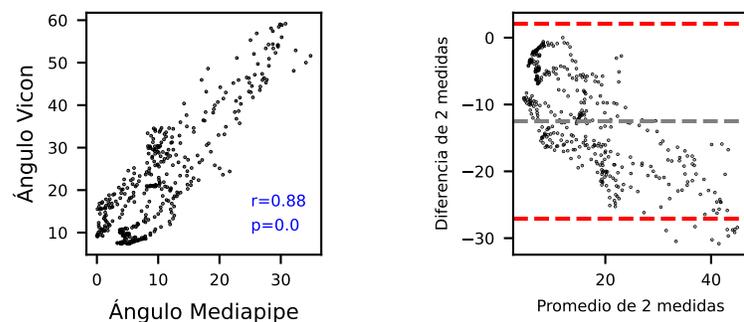
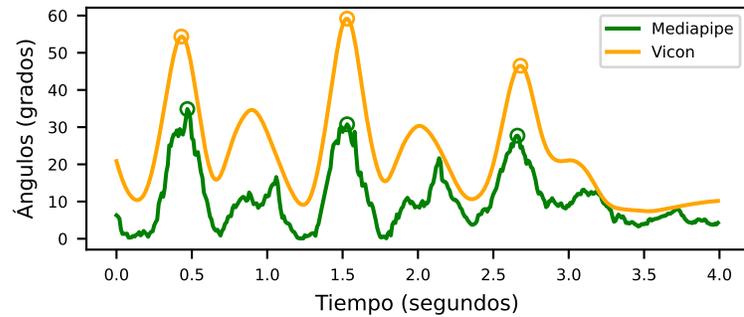
Cadera Izquierda [Sujeto 1 Marcha 4]



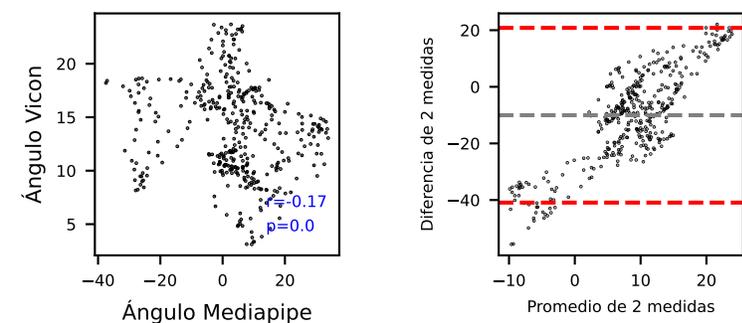
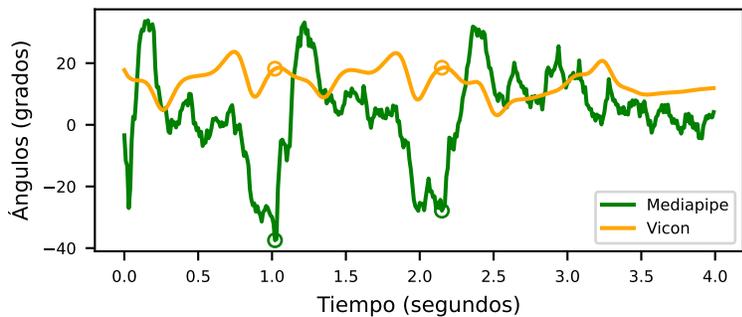
Rodilla Derecha [Sujeto 1 Marcha 4]



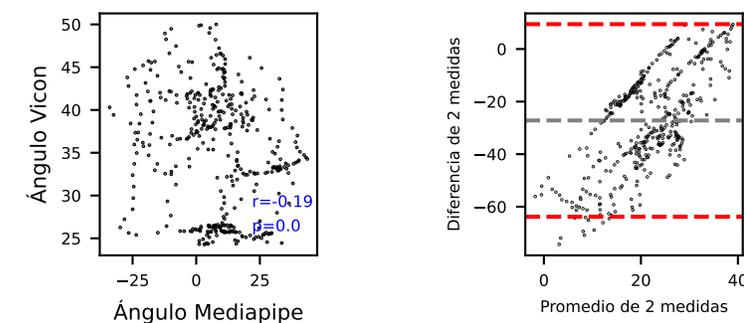
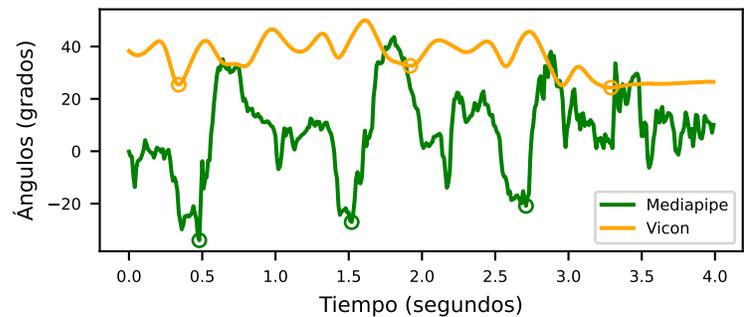
Rodilla Izquierda [Sujeto 1 Marcha 4]



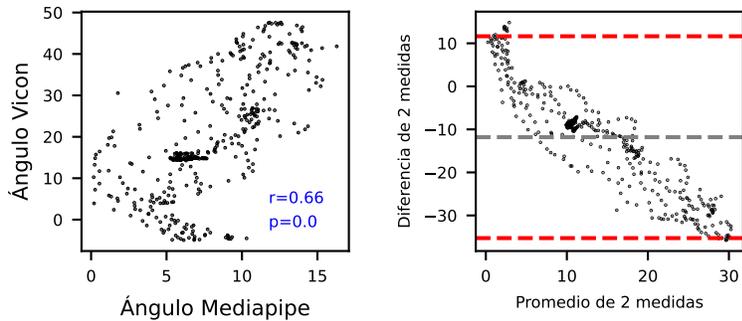
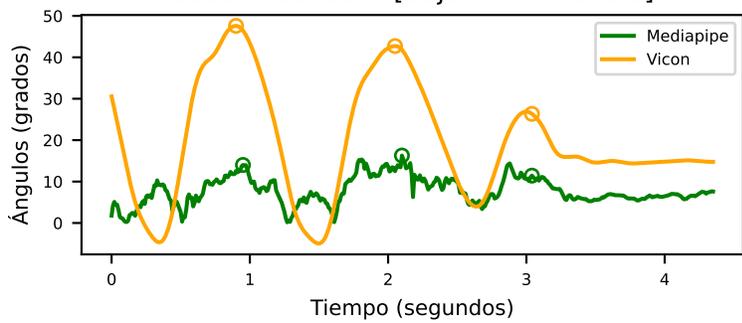
Tobillo Derecho [Sujeto 1 Marcha 4]



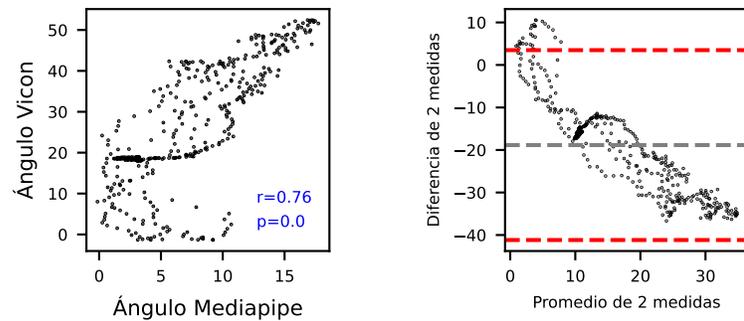
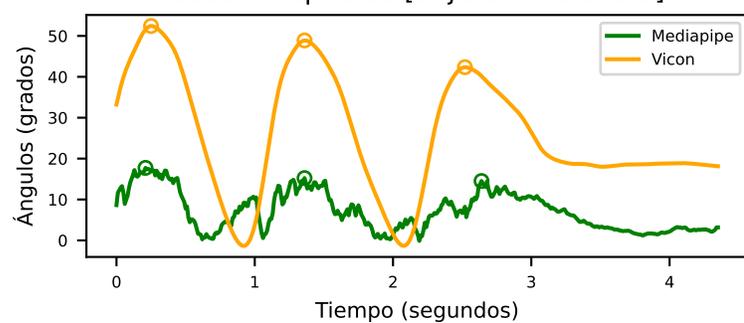
Tobillo Izquierdo [Sujeto 1 Marcha 4]



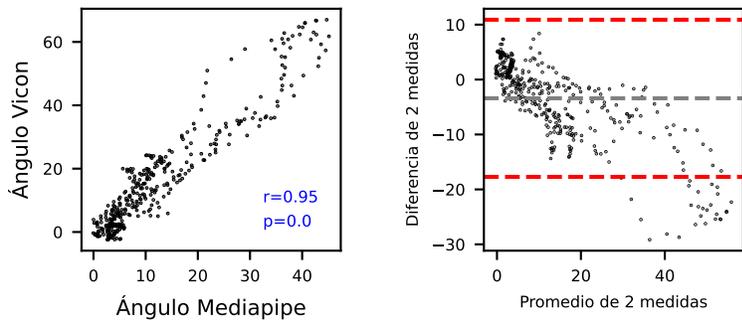
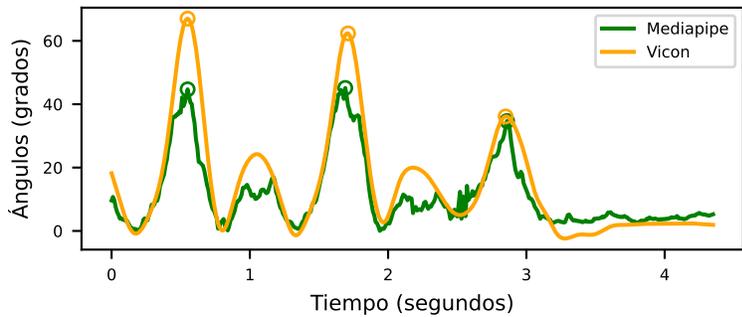
Cadera Derecha [Sujeto 1 Marcha 5]



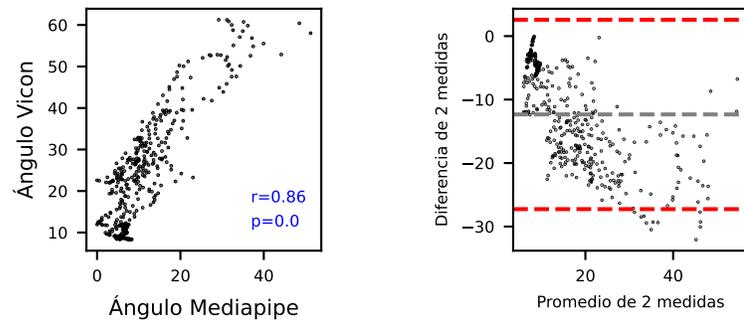
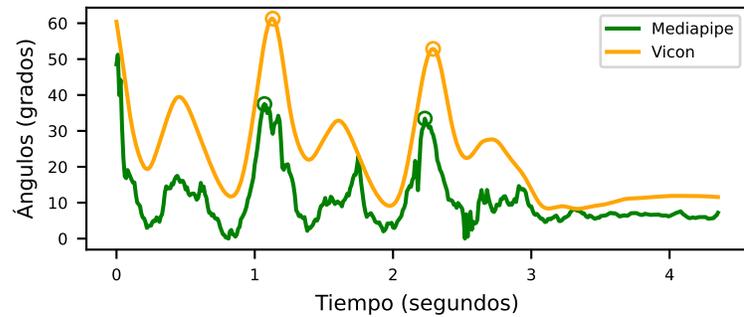
Cadera Izquierda [Sujeto 1 Marcha 5]



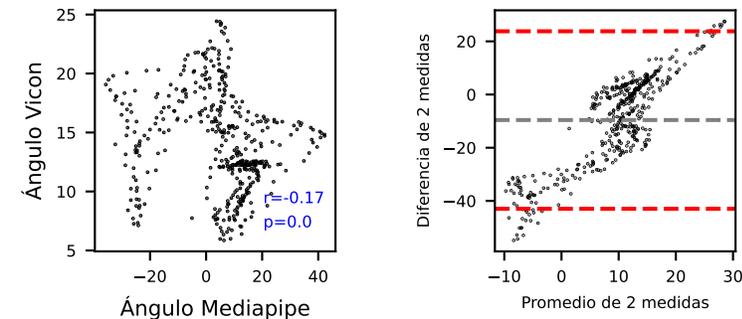
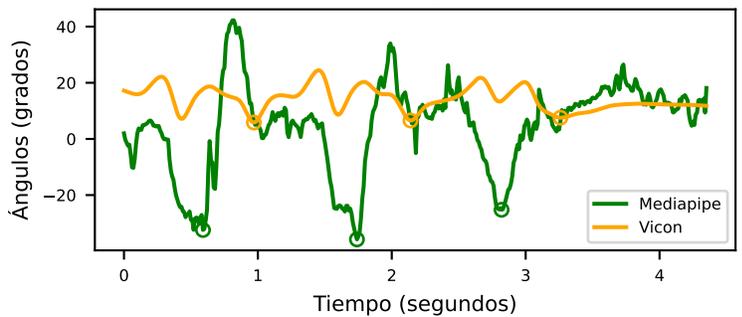
Rodilla Derecha [Sujeto 1 Marcha 5]



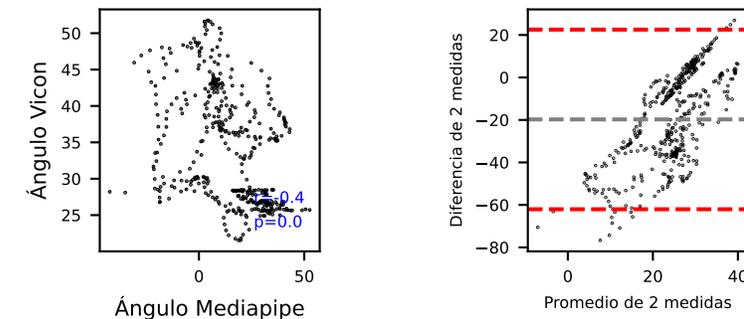
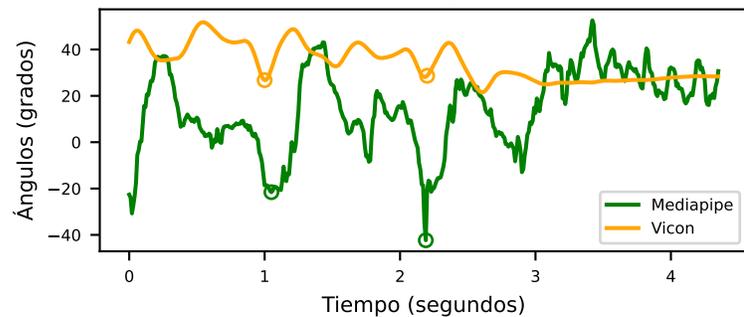
Rodilla Izquierda [Sujeto 1 Marcha 5]



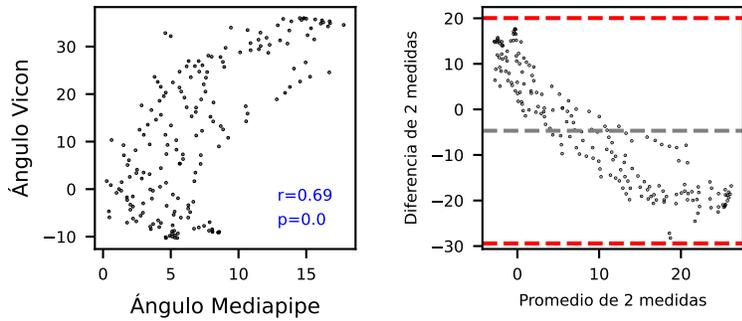
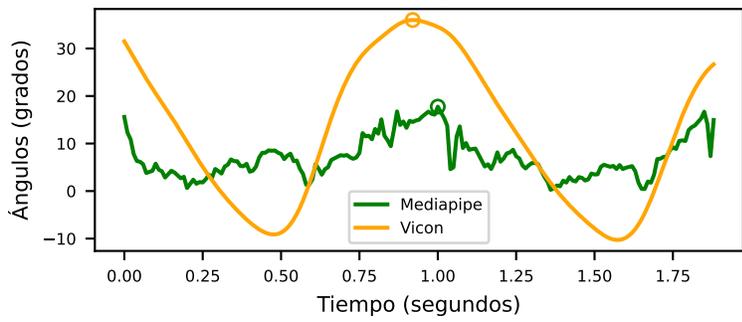
Tobillo Derecho [Sujeto 1 Marcha 5]



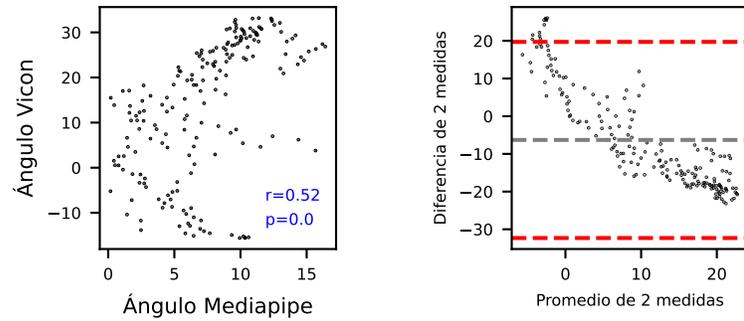
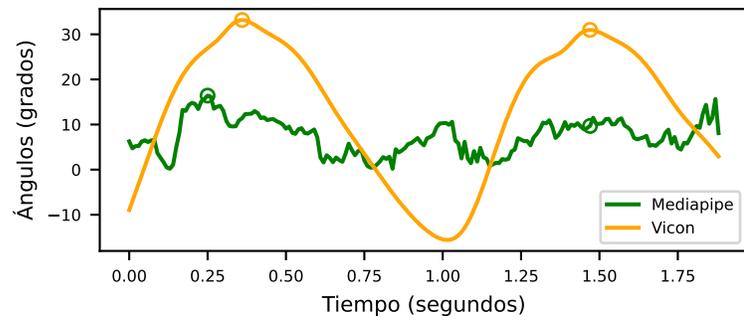
Tobillo Izquierdo [Sujeto 1 Marcha 5]



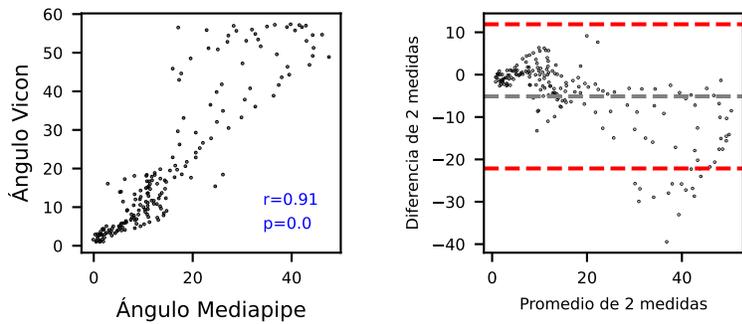
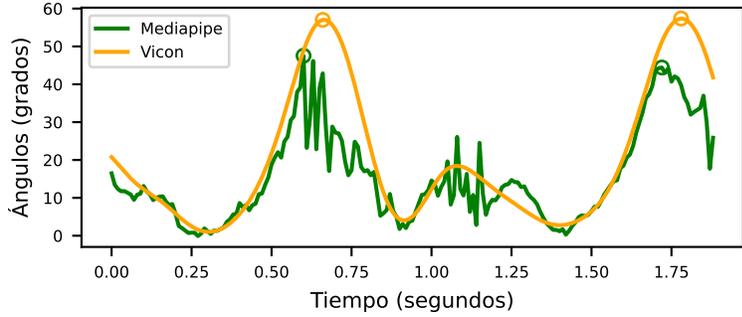
Cadera Derecha [Sujeto 2 Marcha 2]



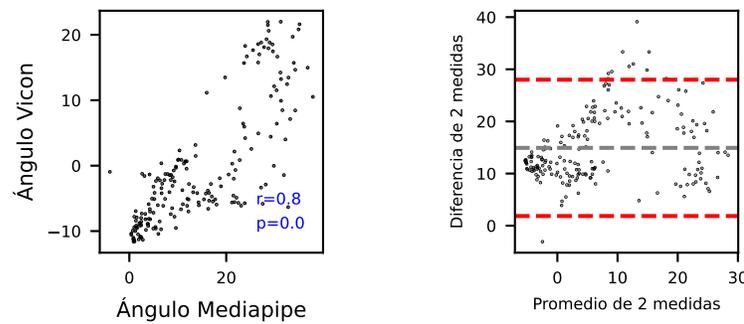
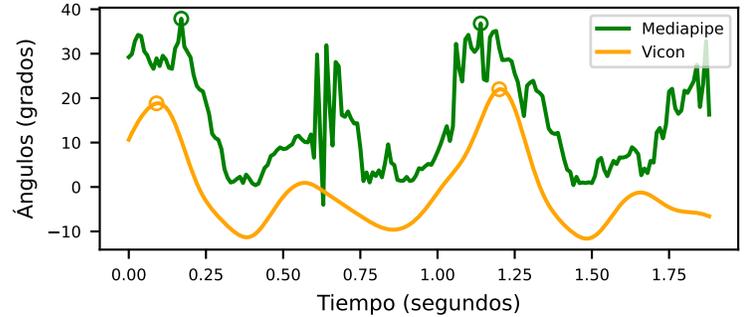
Cadera Izquierda [Sujeto 2 Marcha 2]



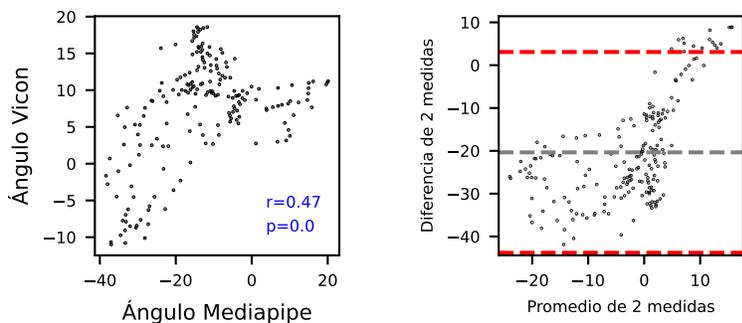
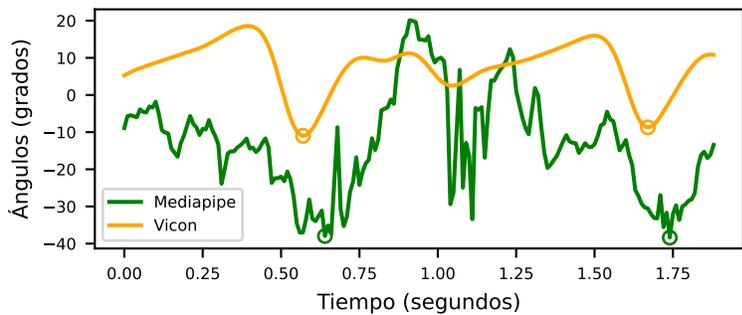
Rodilla Derecha [Sujeto 2 Marcha 2]



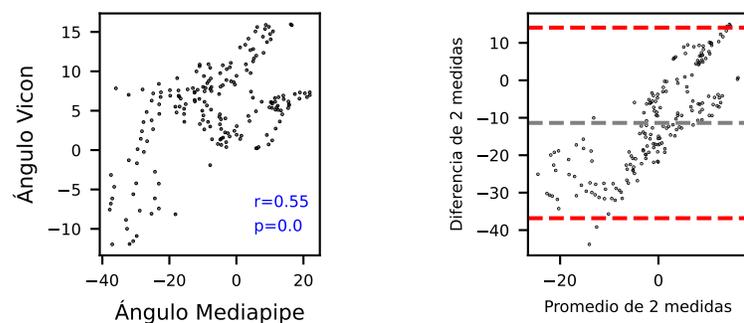
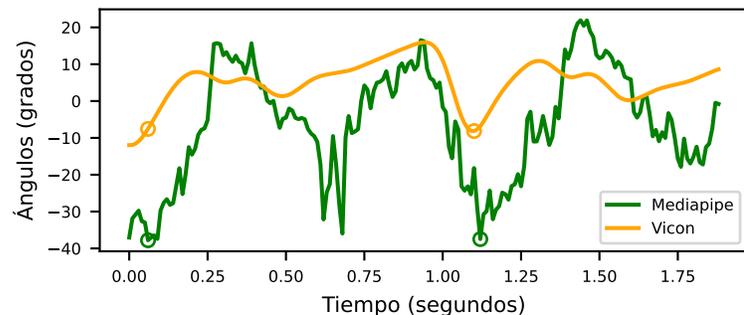
Rodilla Izquierda [Sujeto 2 Marcha 2]



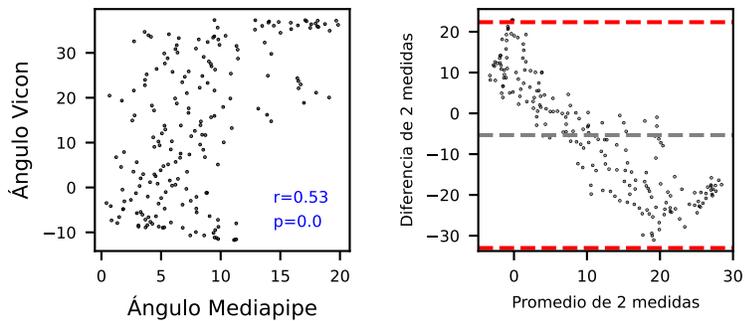
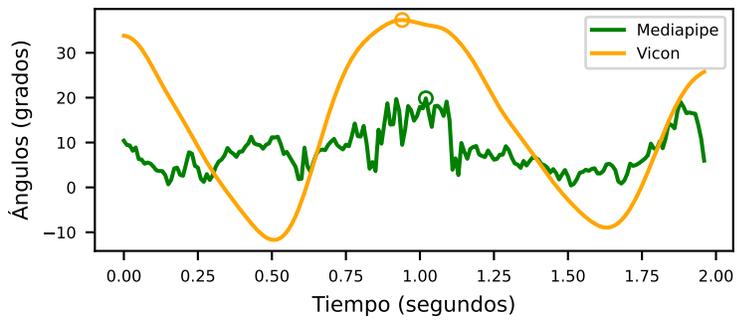
Tobillo Derecho [Sujeto 2 Marcha 2]



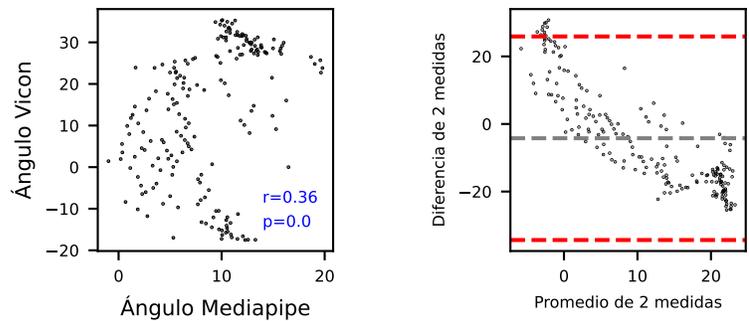
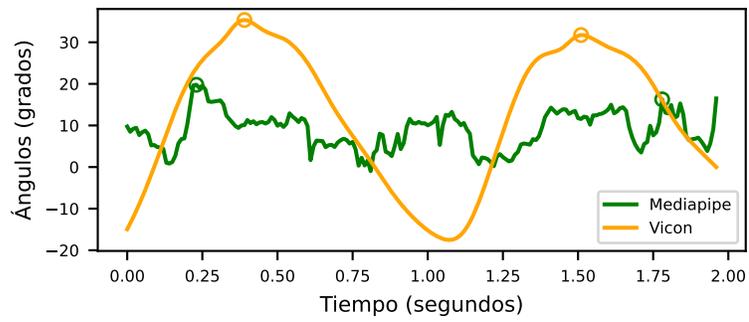
Tobillo Izquierdo [Sujeto 2 Marcha 2]



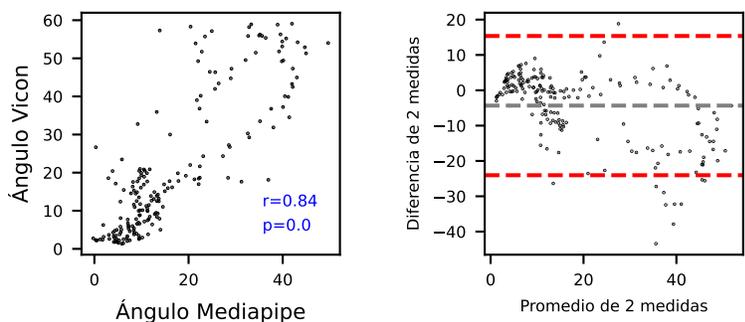
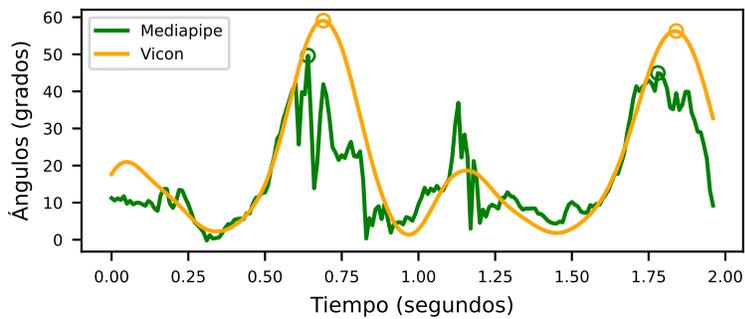
Cadera Derecha [Sujeto 2 Marcha 3]



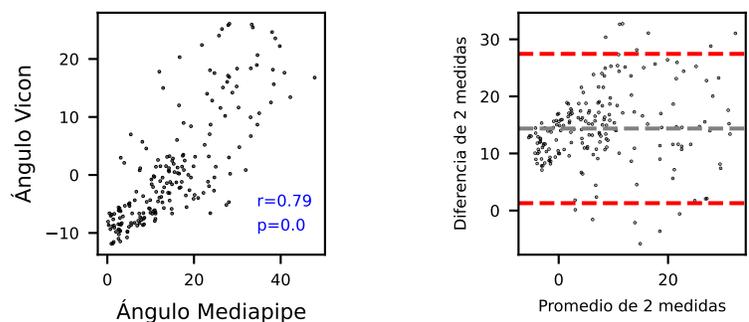
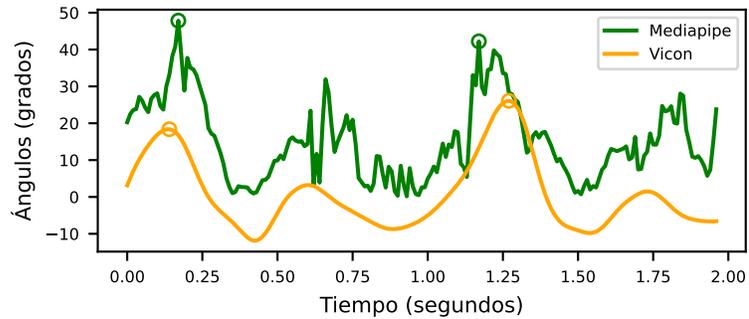
Cadera Izquierda [Sujeto 2 Marcha 3]



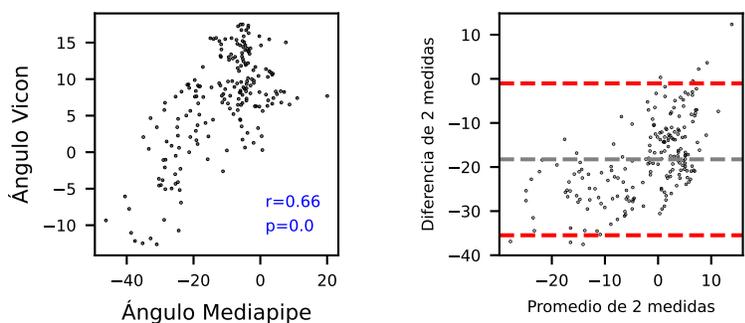
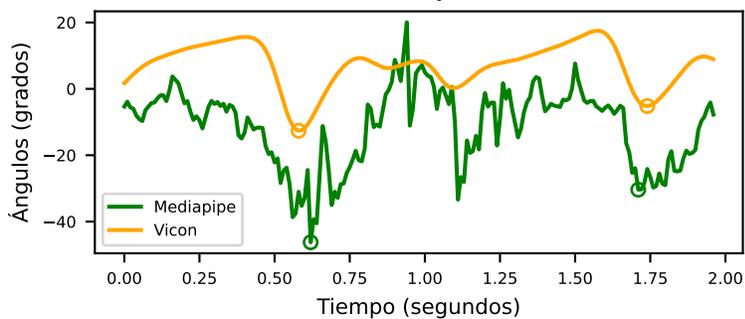
Rodilla Derecha [Sujeto 2 Marcha 3]



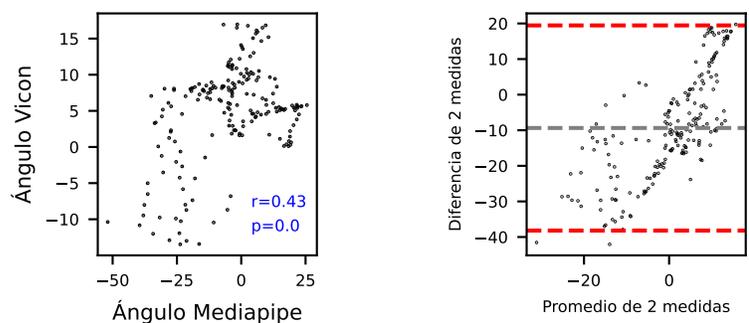
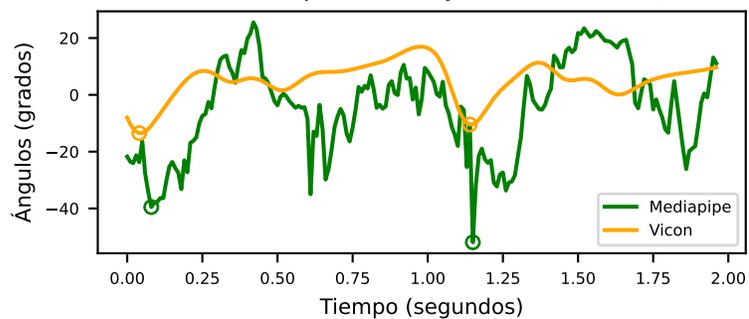
Rodilla Izquierda [Sujeto 2 Marcha 3]



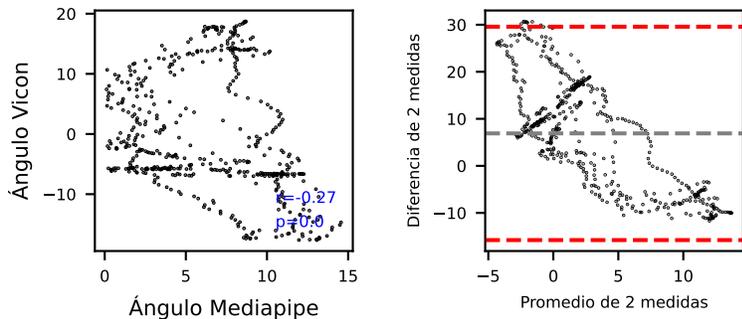
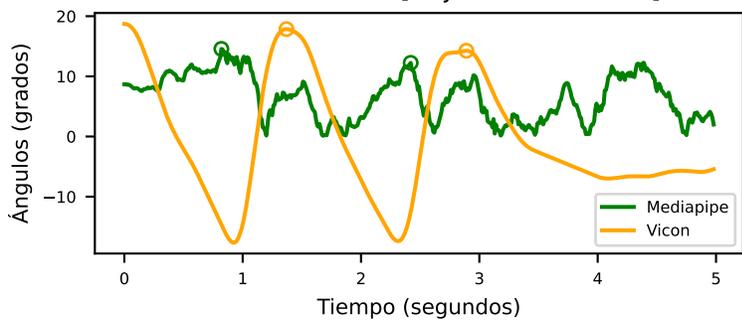
Tobillo Derecho [Sujeto 2 Marcha 3]



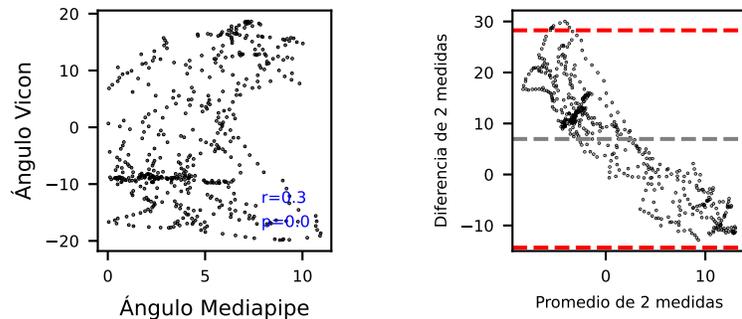
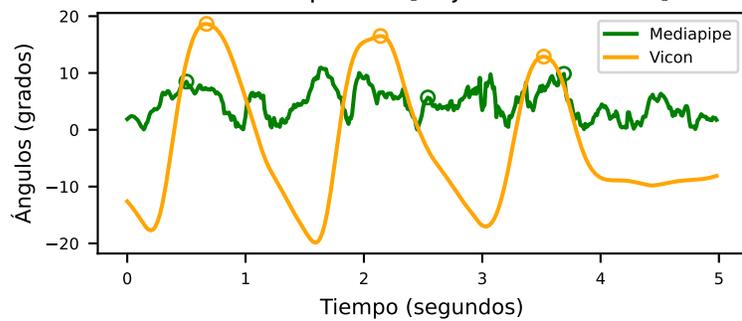
Tobillo Izquierdo [Sujeto 2 Marcha 3]



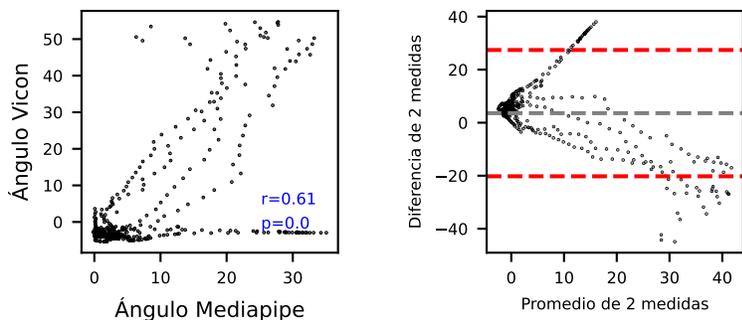
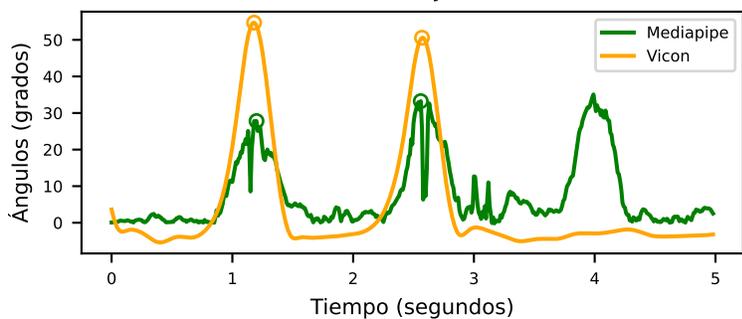
Cadera Derecha [Sujeto 3 Marcha 1]



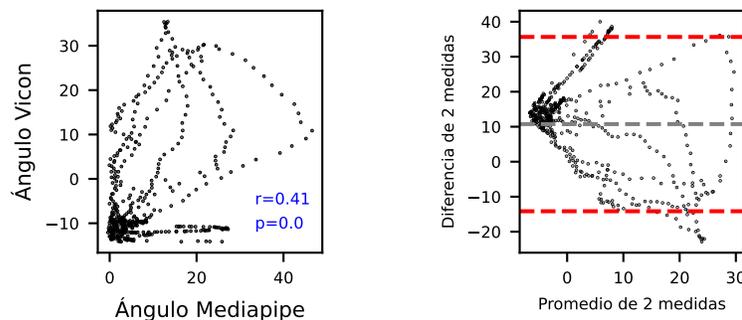
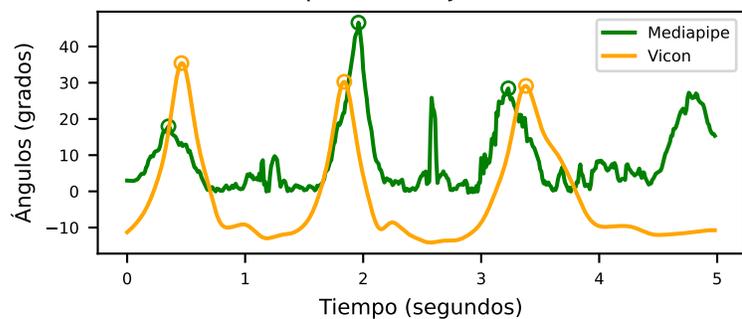
Cadera Izquierda [Sujeto 3 Marcha 1]



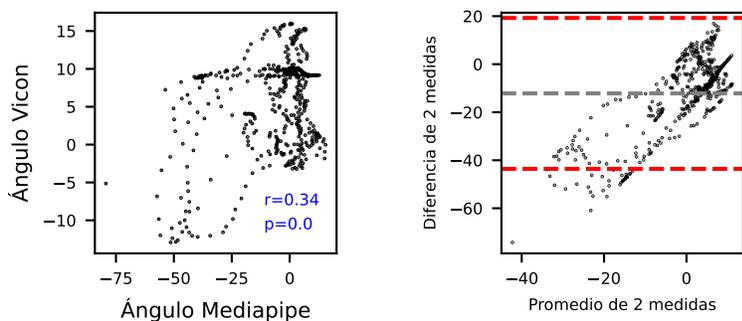
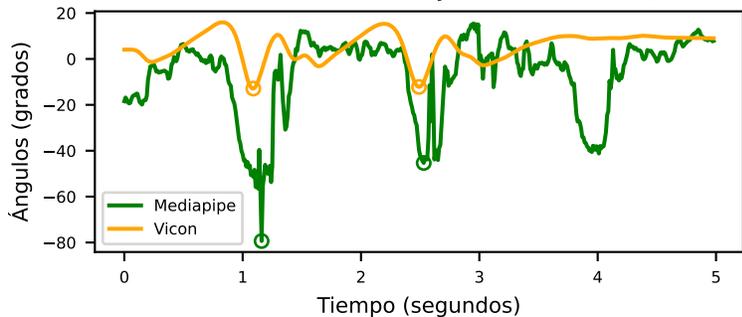
Rodilla Derecha [Sujeto 3 Marcha 1]



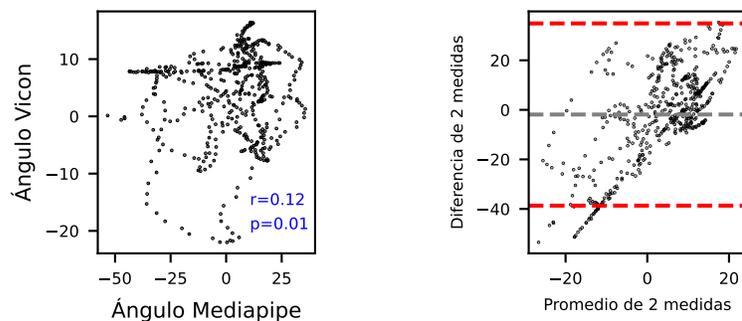
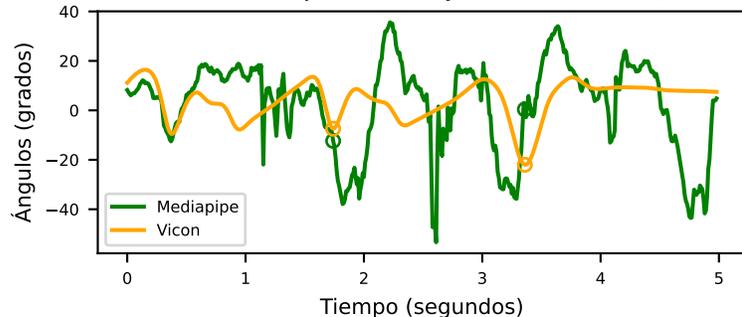
Rodilla Izquierda [Sujeto 3 Marcha 1]



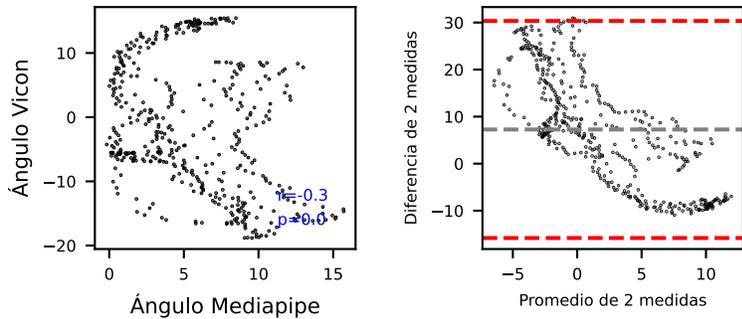
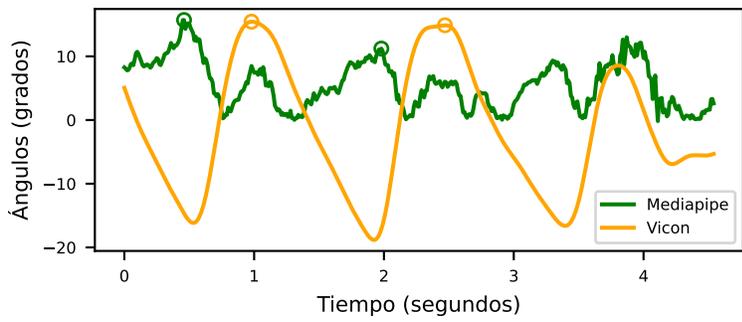
Tobillo Derecho [Sujeto 3 Marcha 1]



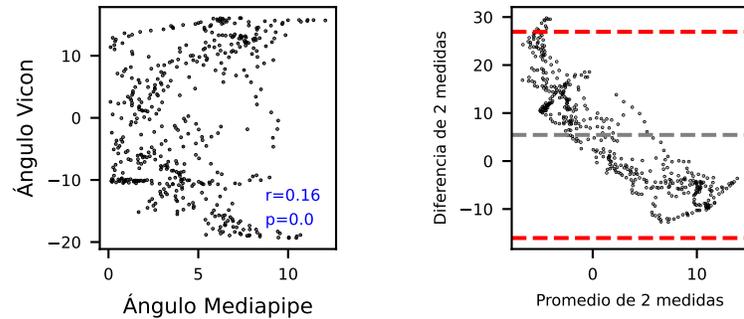
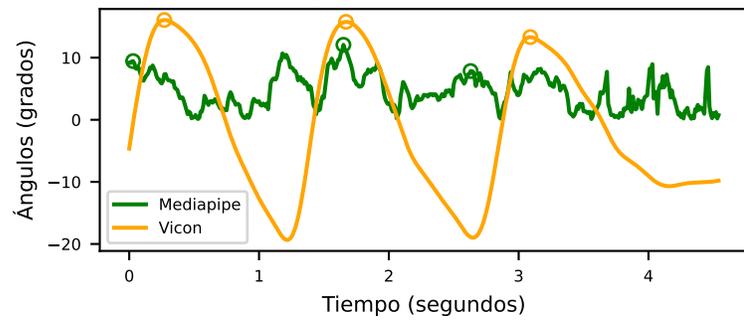
Tobillo Izquierdo [Sujeto 3 Marcha 1]



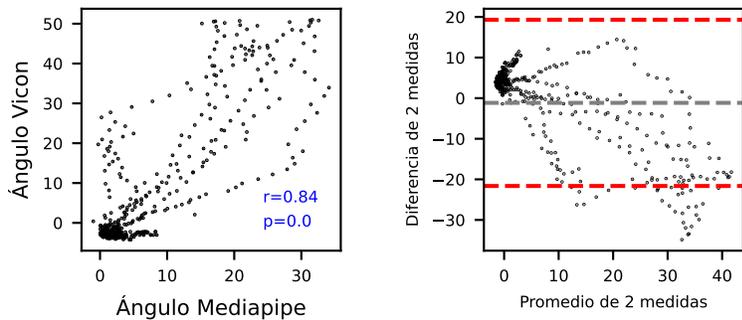
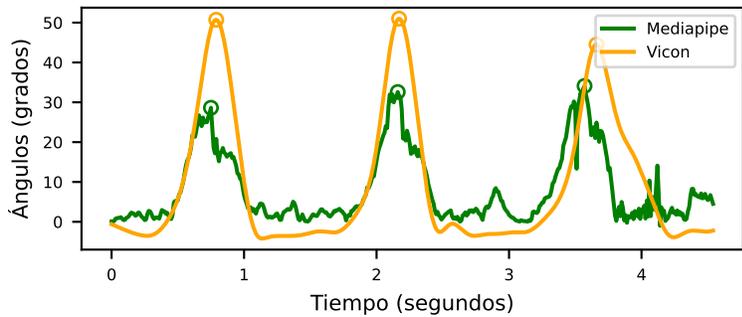
Cadera Derecha [Sujeto 3 Marcha 2]



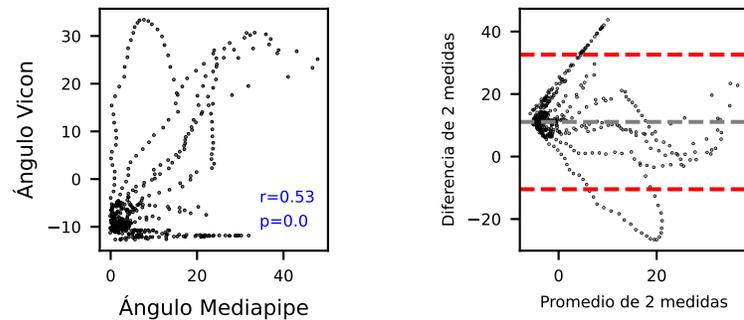
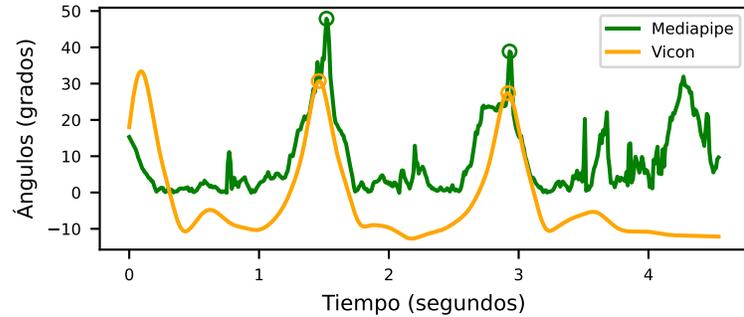
Cadera Izquierda [Sujeto 3 Marcha 2]



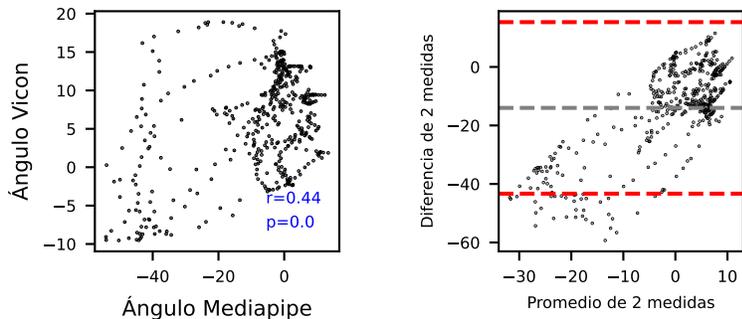
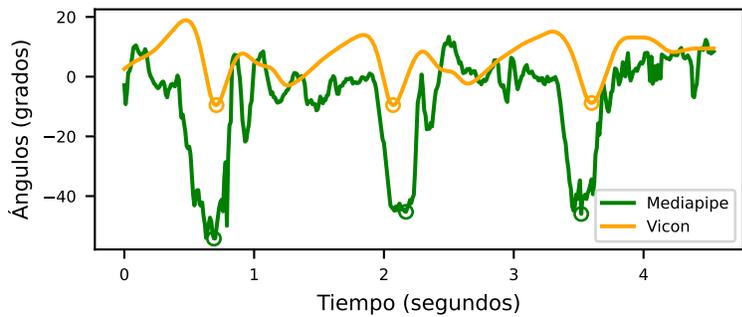
Rodilla Derecha [Sujeto 3 Marcha 2]



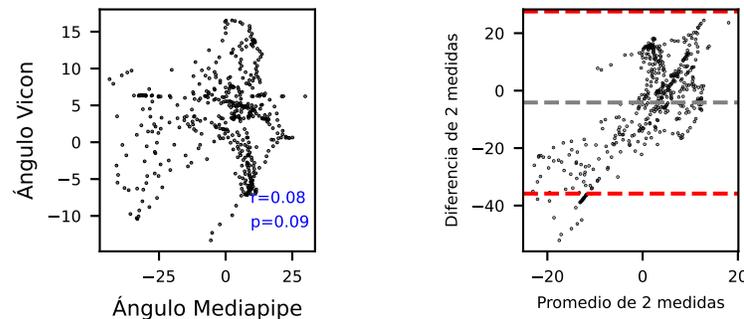
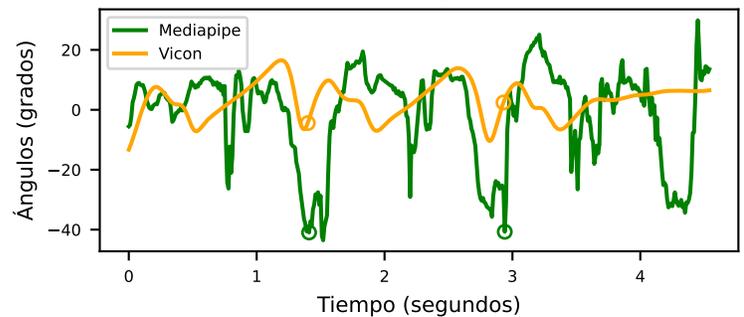
Rodilla Izquierda [Sujeto 3 Marcha 2]



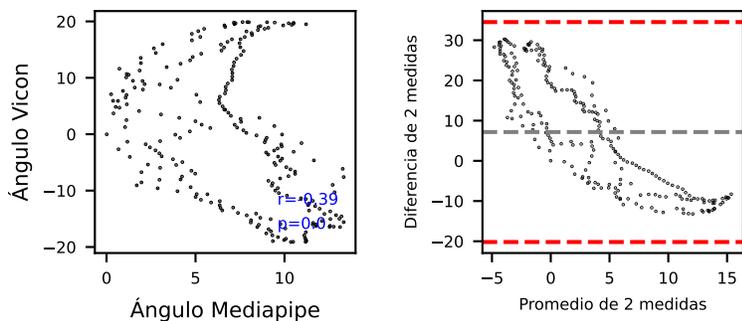
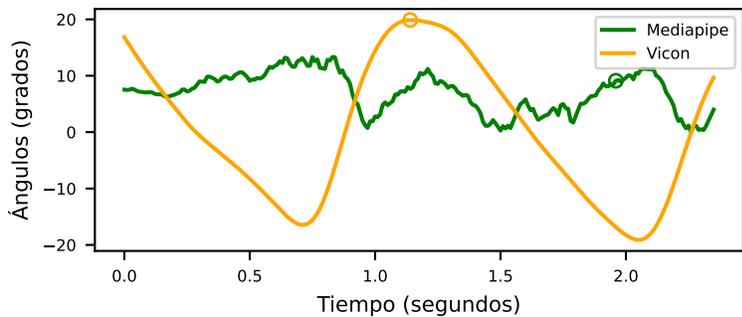
Tobillo Derecho [Sujeto 3 Marcha 2]



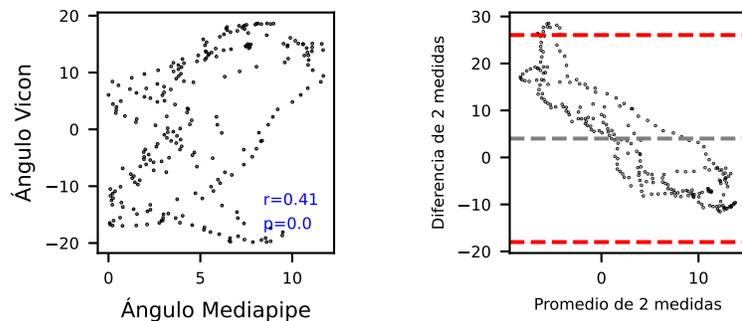
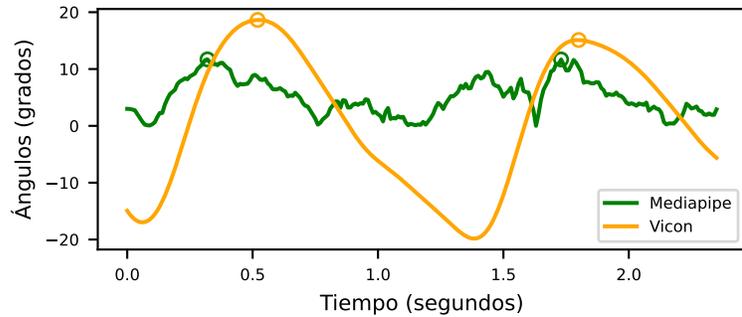
Tobillo Izquierdo [Sujeto 3 Marcha 2]



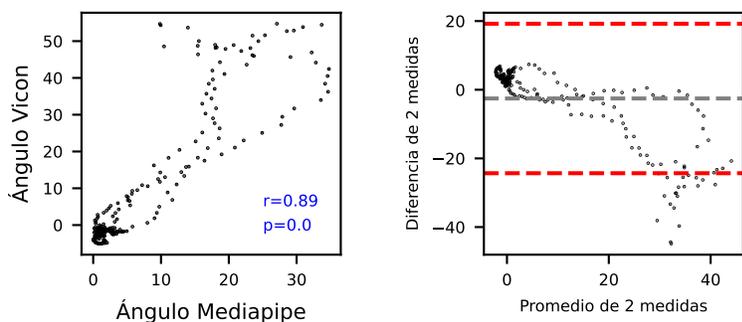
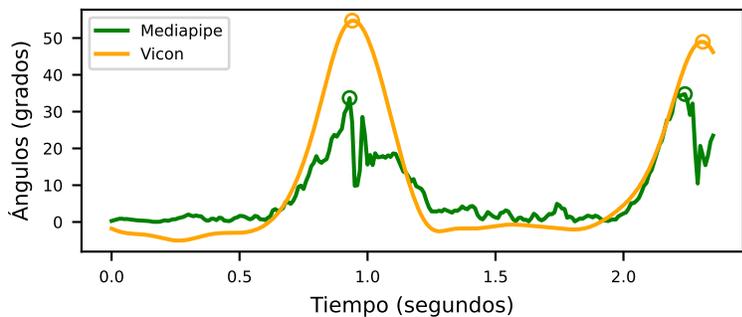
Cadera Derecha [Sujeto 3 Marcha 3]



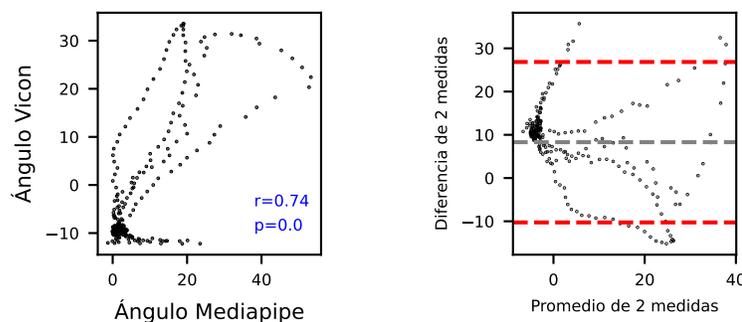
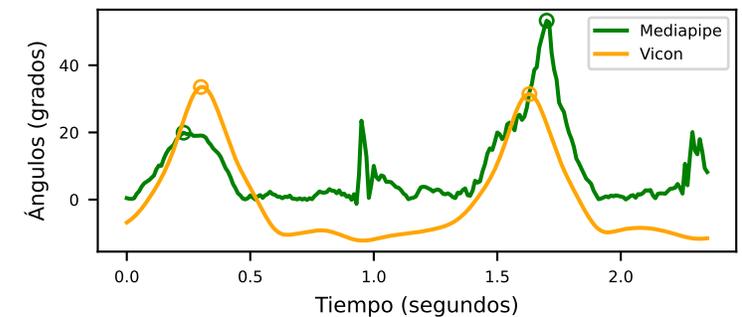
Cadera Izquierda [Sujeto 3 Marcha 3]



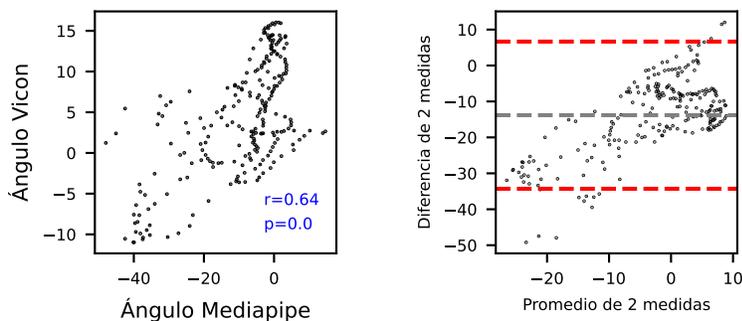
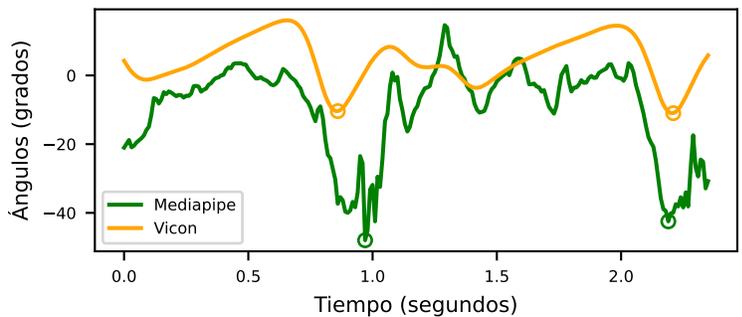
Rodilla Derecha [Sujeto 3 Marcha 3]



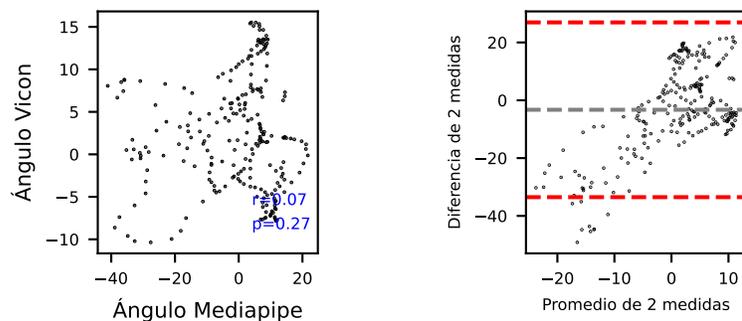
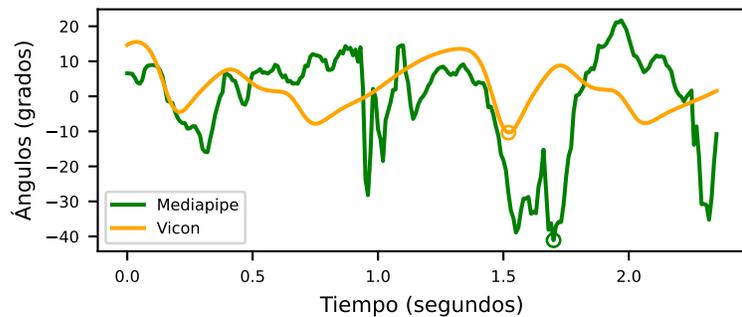
Rodilla Izquierda [Sujeto 3 Marcha 3]



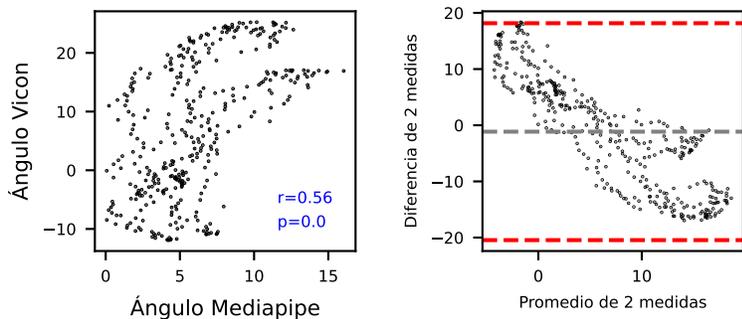
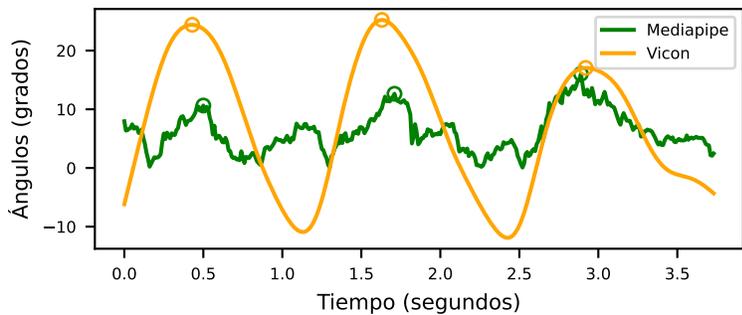
Tobillo Derecho [Sujeto 3 Marcha 3]



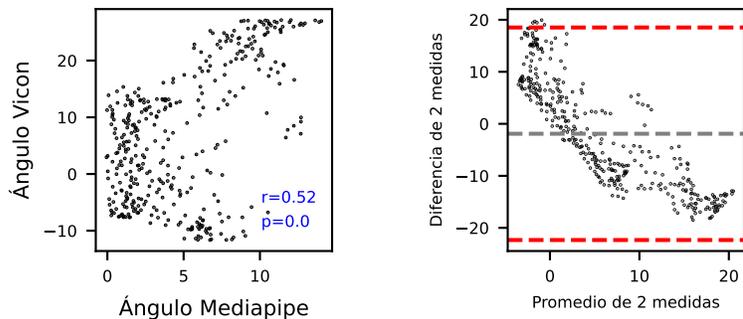
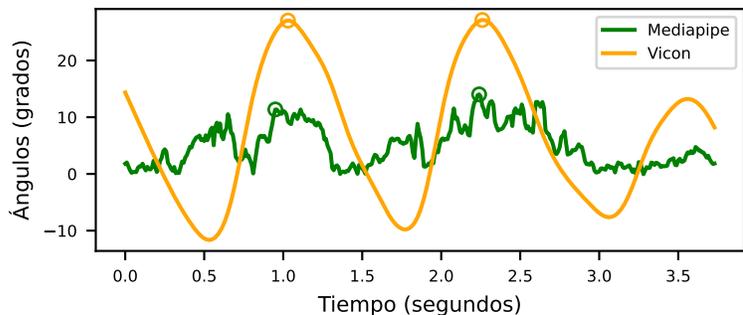
Tobillo Izquierdo [Sujeto 3 Marcha 3]



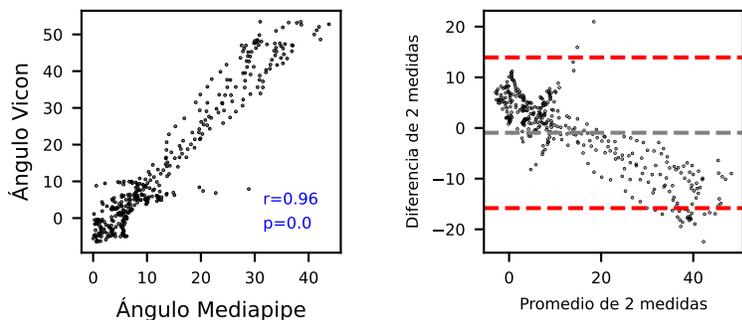
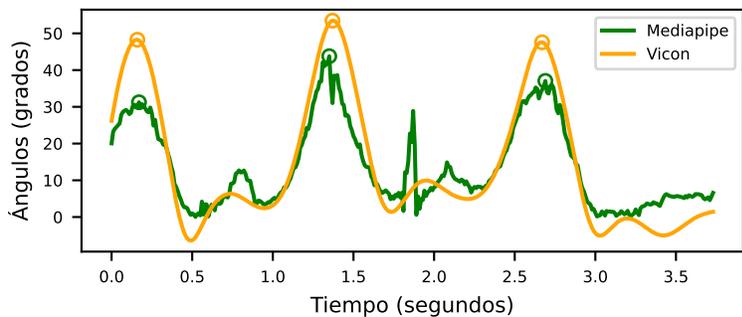
Cadera Derecha [Sujeto 4 Marcha 2]



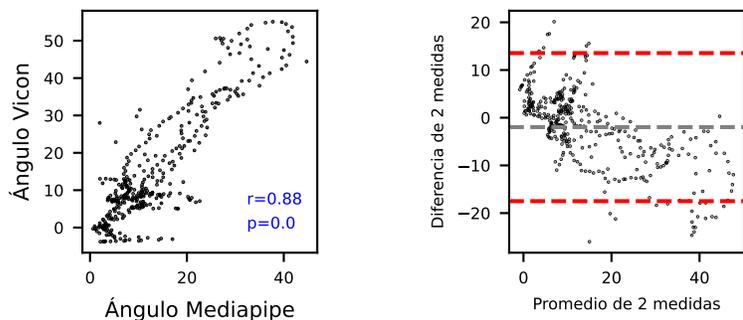
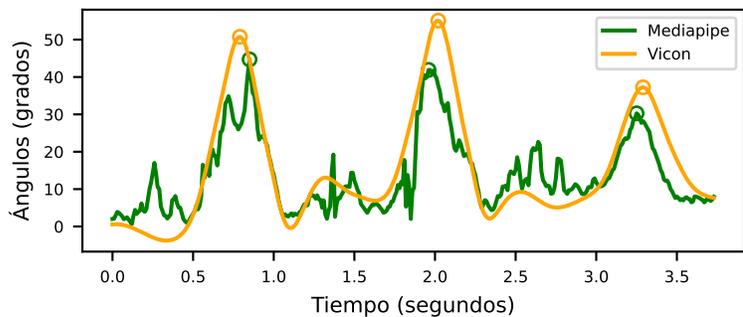
Cadera Izquierda [Sujeto 4 Marcha 2]



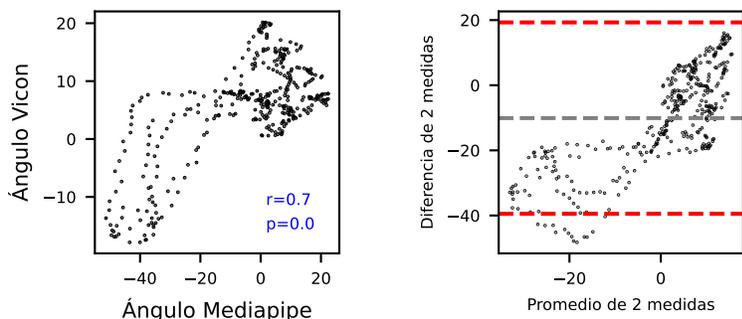
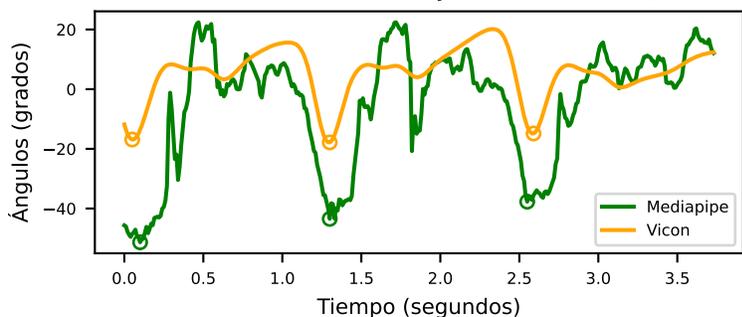
Rodilla Derecha [Sujeto 4 Marcha 2]



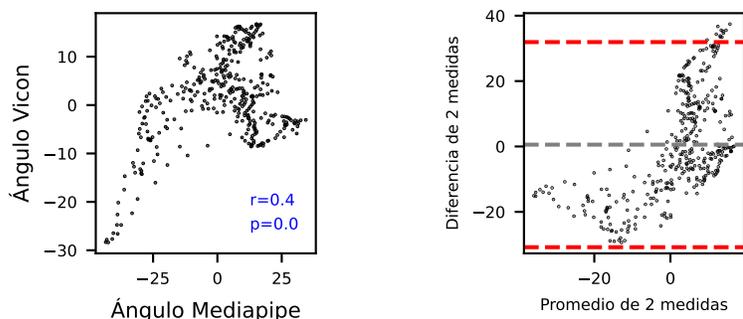
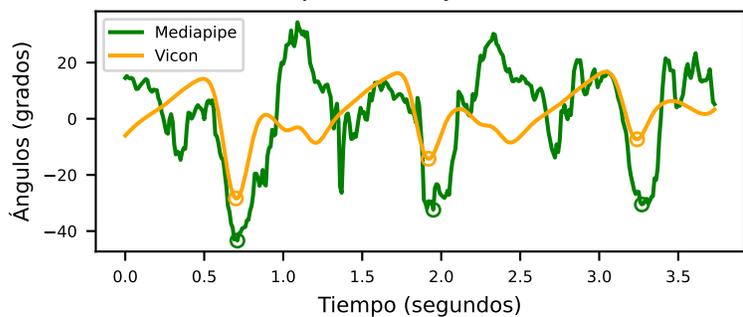
Rodilla Izquierda [Sujeto 4 Marcha 2]



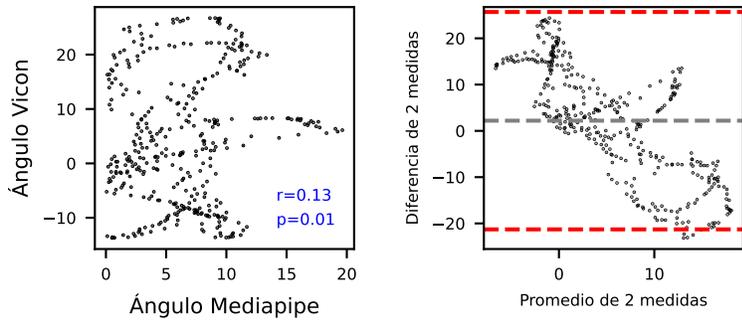
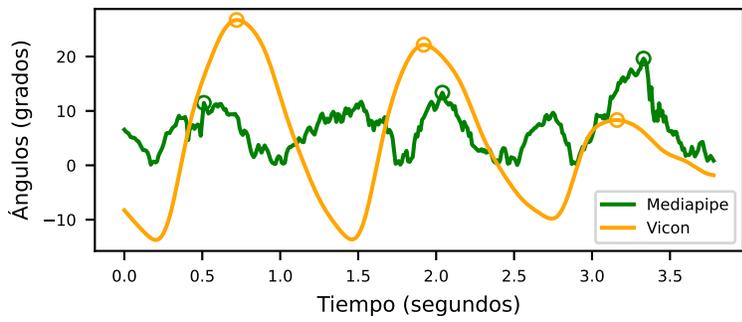
Tobillo Derecho [Sujeto 4 Marcha 2]



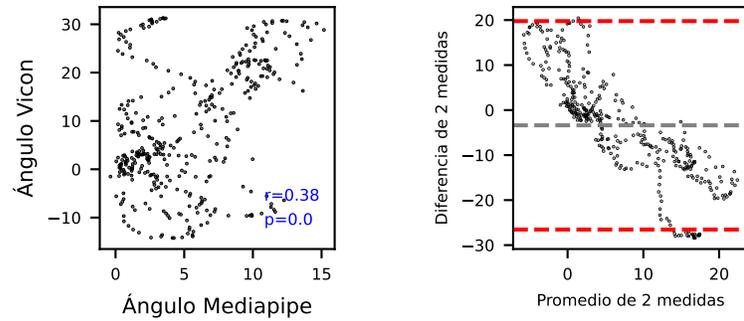
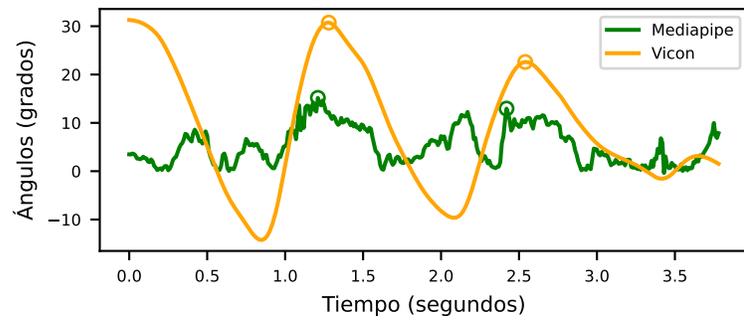
Tobillo Izquierdo [Sujeto 4 Marcha 2]



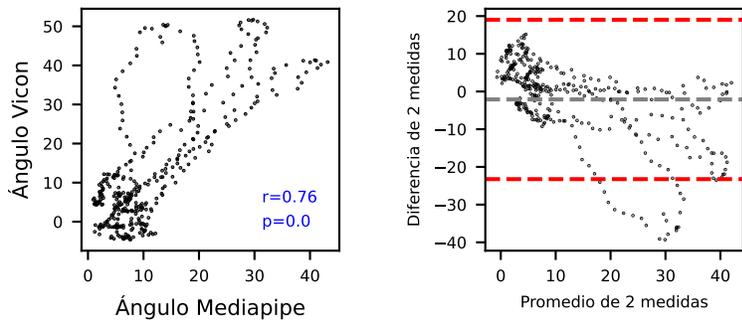
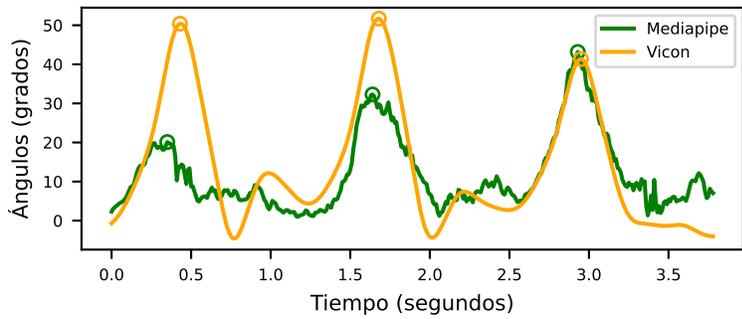
Cadera Derecha [Sujeto 4 Marcha 3]



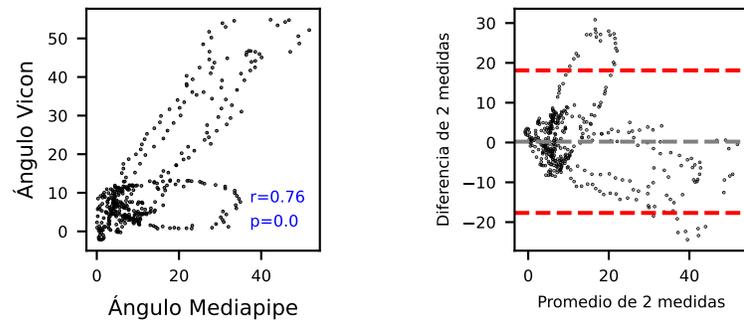
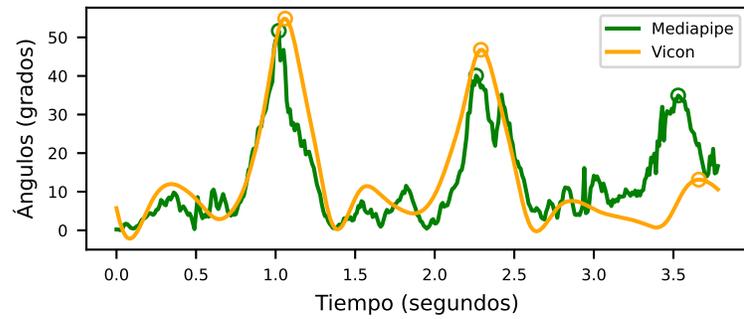
Cadera Izquierda [Sujeto 4 Marcha 3]



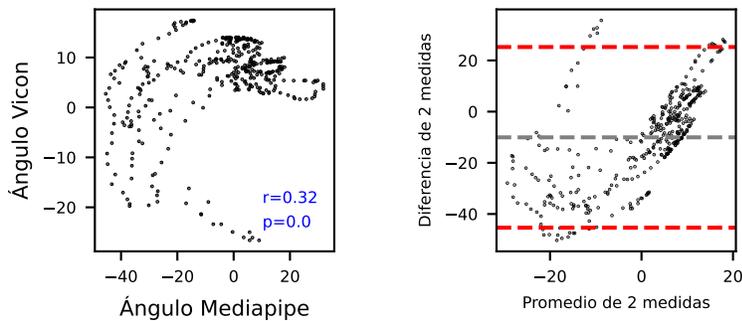
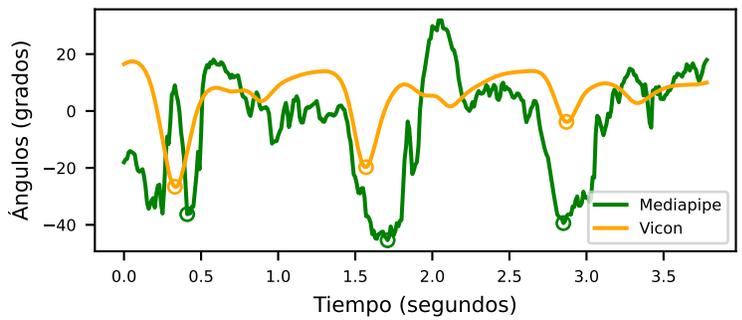
Rodilla Derecha [Sujeto 4 Marcha 3]



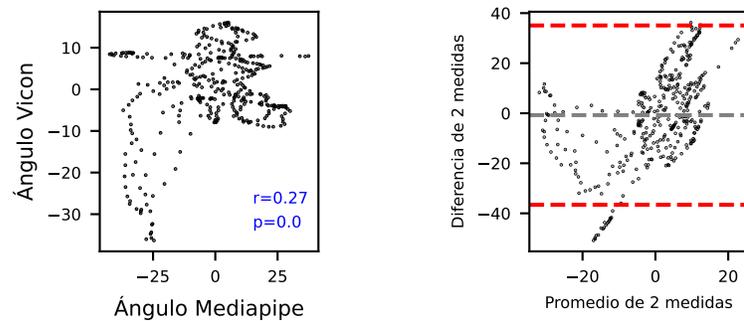
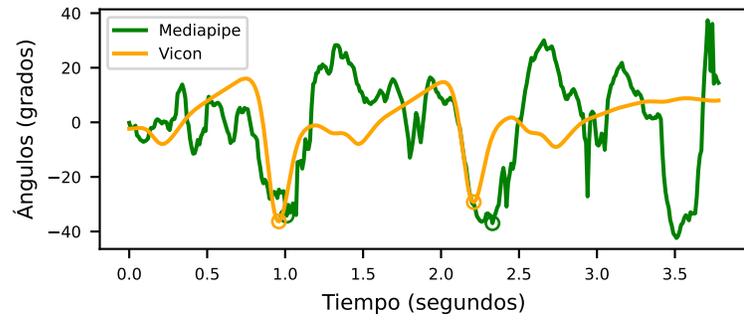
Rodilla Izquierda [Sujeto 4 Marcha 3]



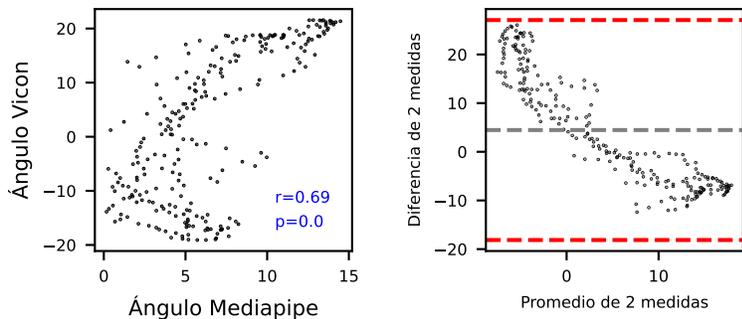
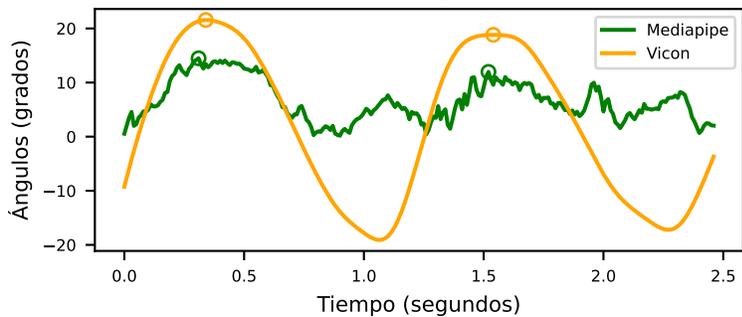
Tobillo Derecho [Sujeto 4 Marcha 3]



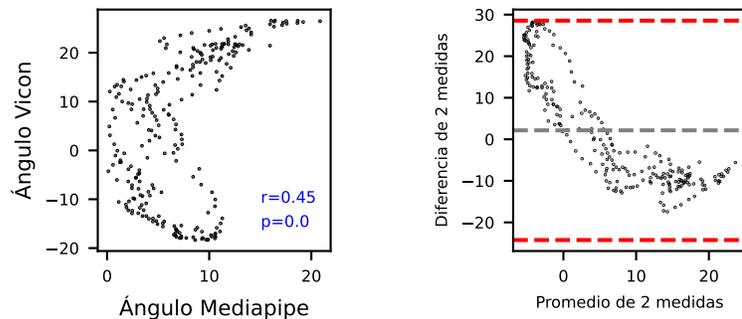
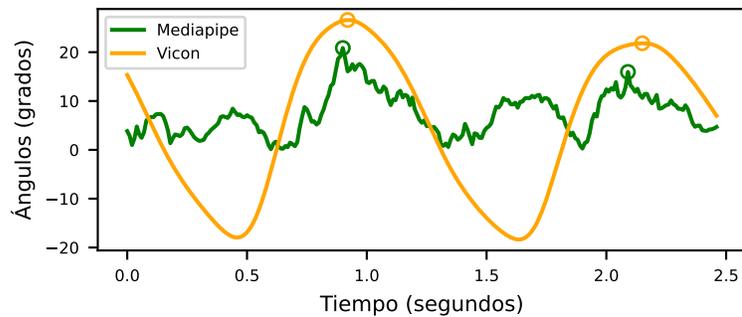
Tobillo Izquierdo [Sujeto 4 Marcha 3]



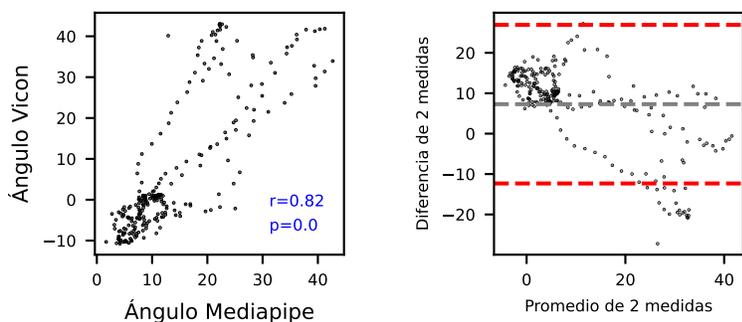
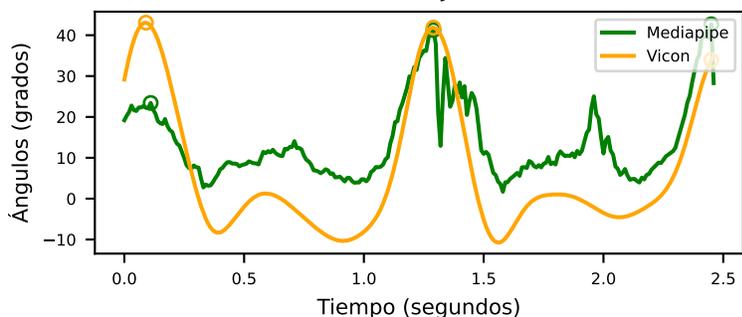
Cadera Derecha [Sujeto 5 Marcha 5]



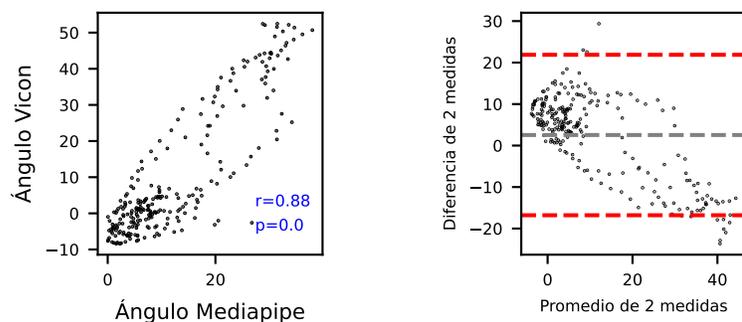
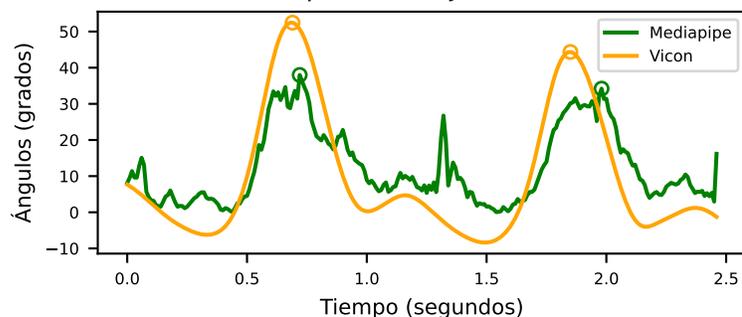
Cadera Izquierda [Sujeto 5 Marcha 5]



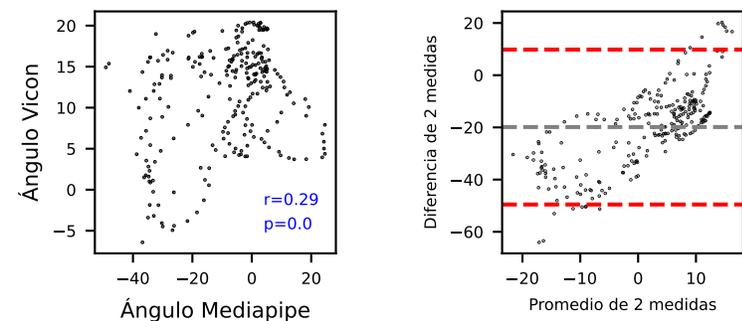
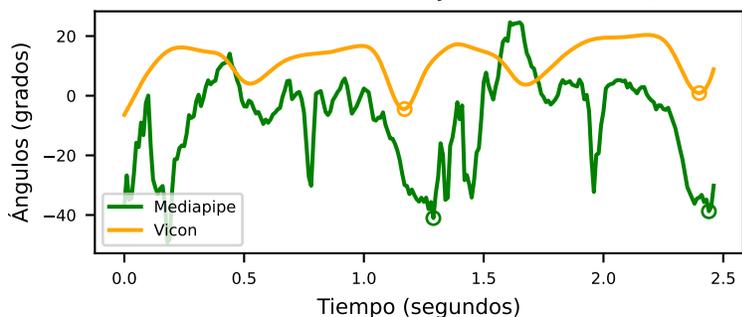
Rodilla Derecha [Sujeto 5 Marcha 5]



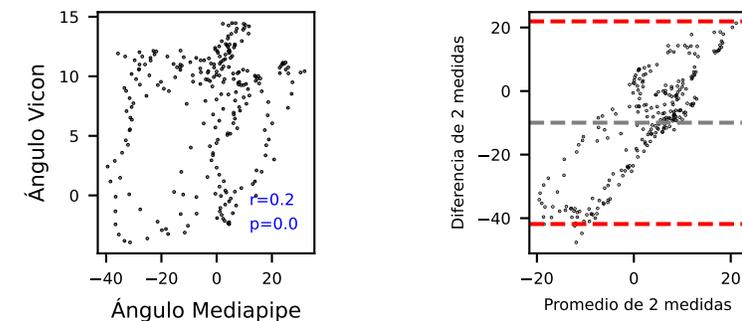
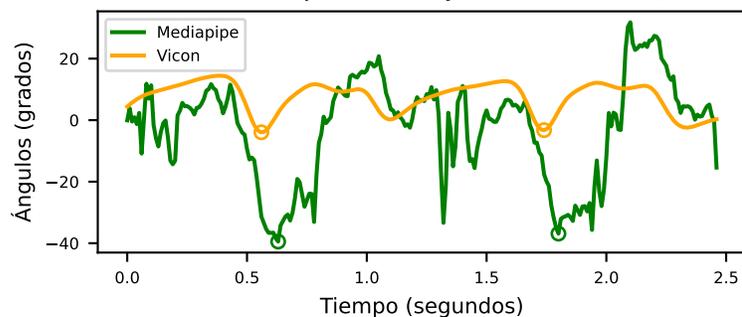
Rodilla Izquierda [Sujeto 5 Marcha 5]



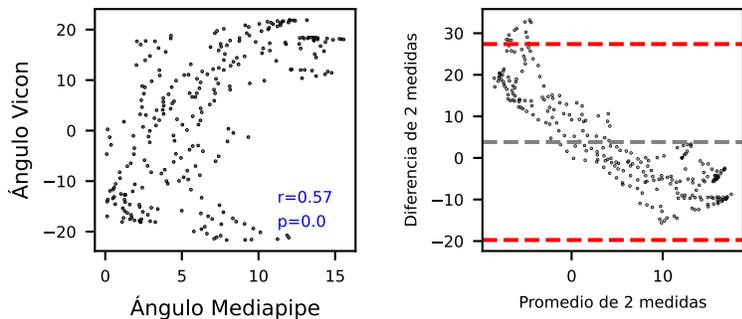
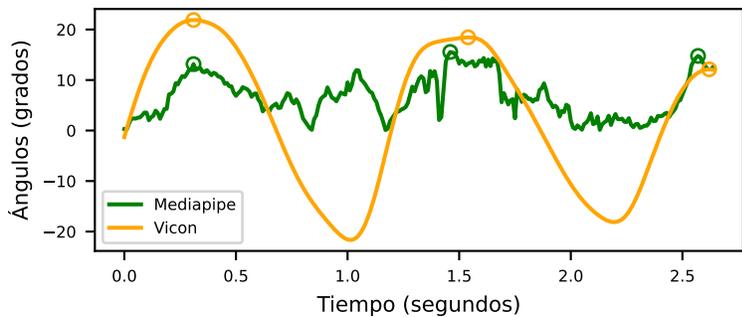
Tobillo Derecho [Sujeto 5 Marcha 5]



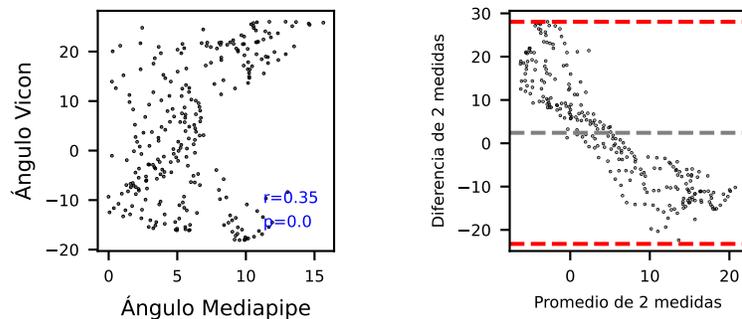
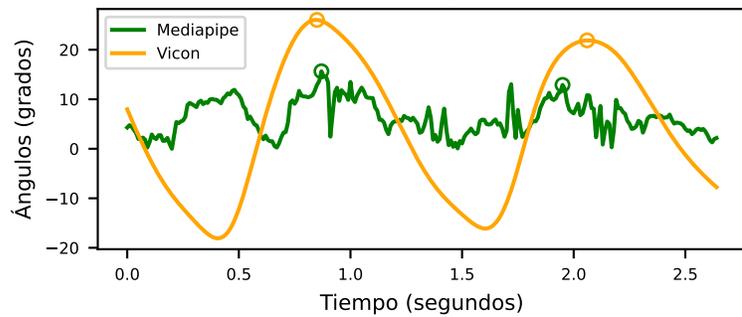
Tobillo Izquierdo [Sujeto 5 Marcha 5]



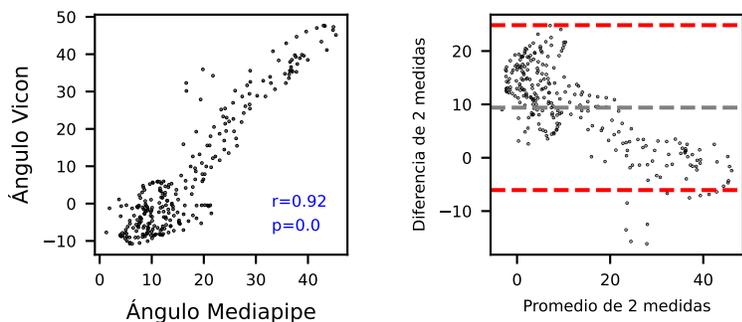
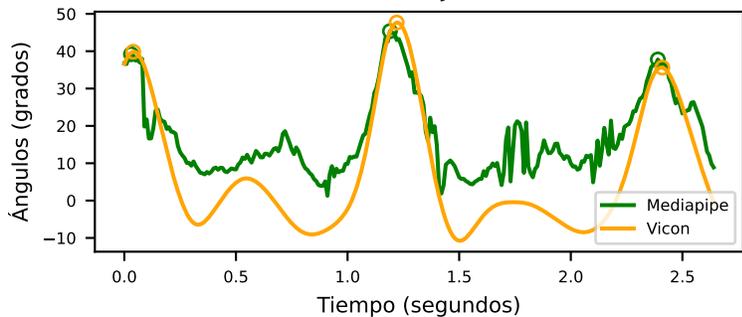
Cadera Derecha [Sujeto 5 Marcha 6]



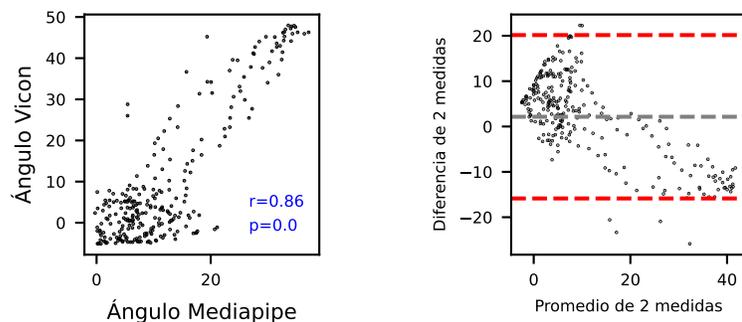
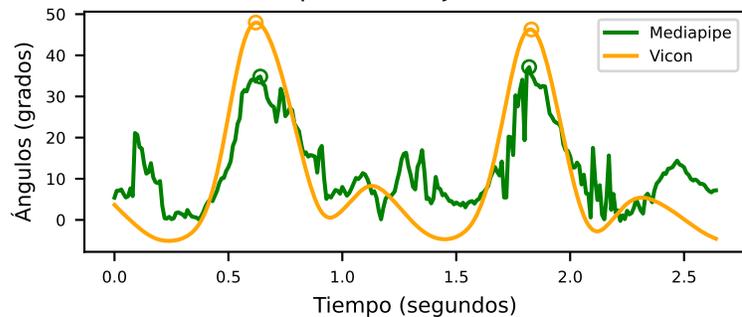
Cadera Izquierda [Sujeto 5 Marcha 6]



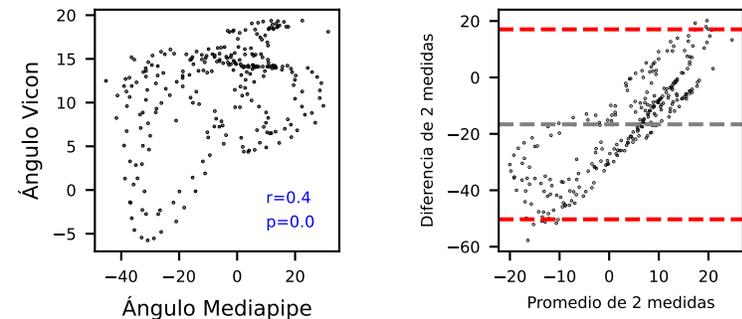
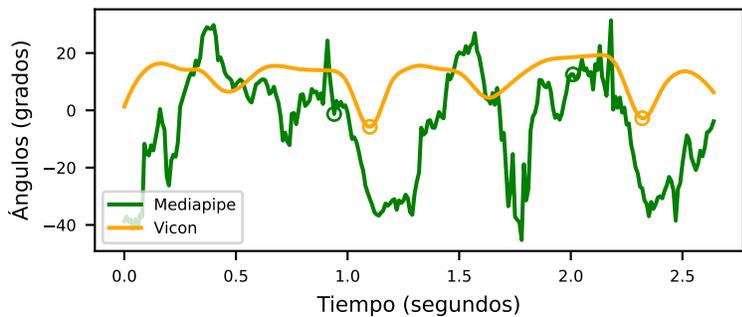
Rodilla Derecha [Sujeto 5 Marcha 6]



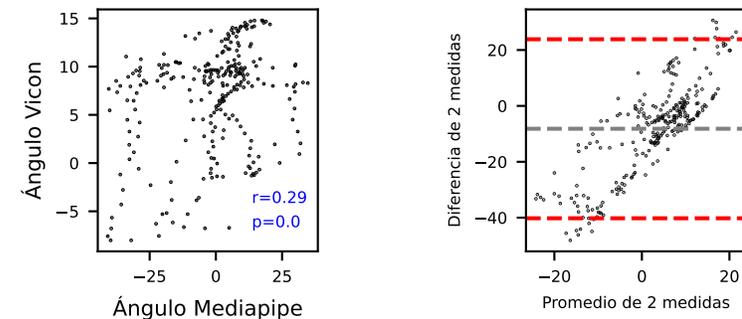
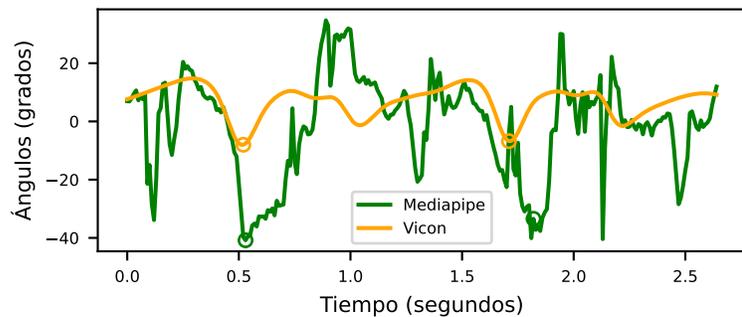
Rodilla Izquierda [Sujeto 5 Marcha 6]



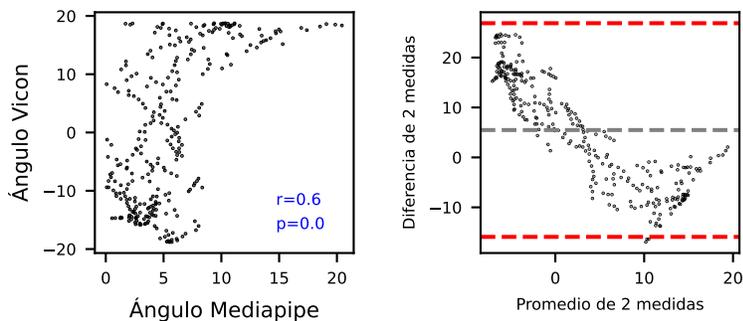
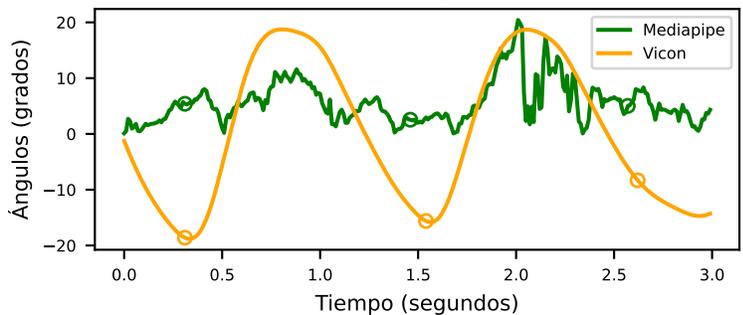
Tobillo Derecho [Sujeto 5 Marcha 6]



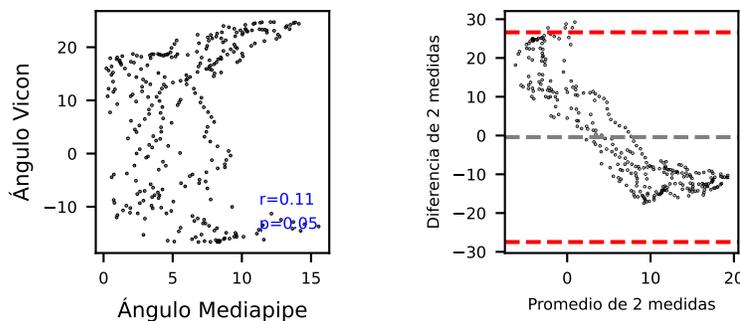
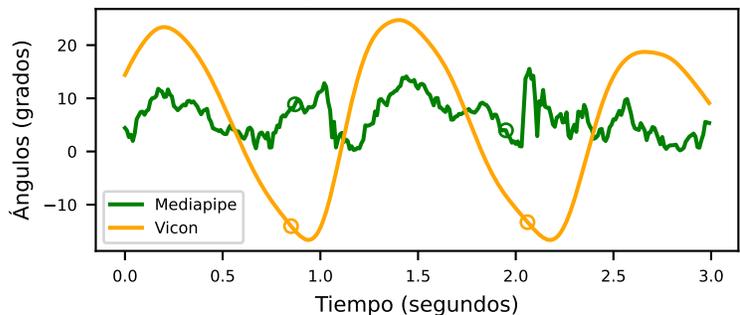
Tobillo Izquierdo [Sujeto 5 Marcha 6]



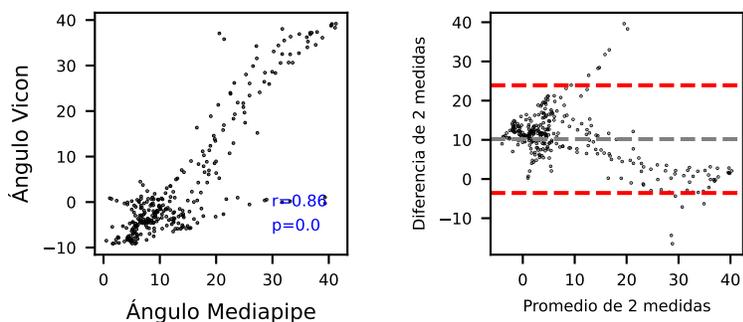
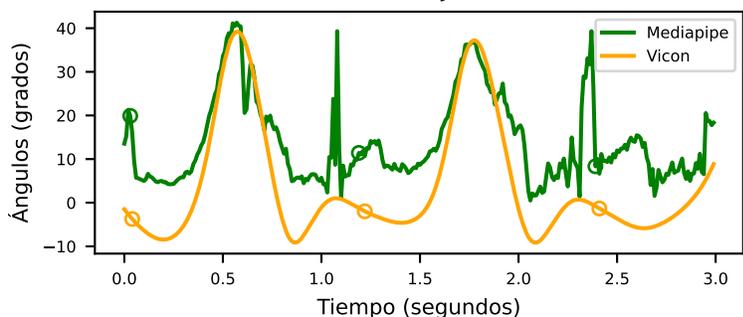
Cadera Derecha [Sujeto 5 Marcha 7]



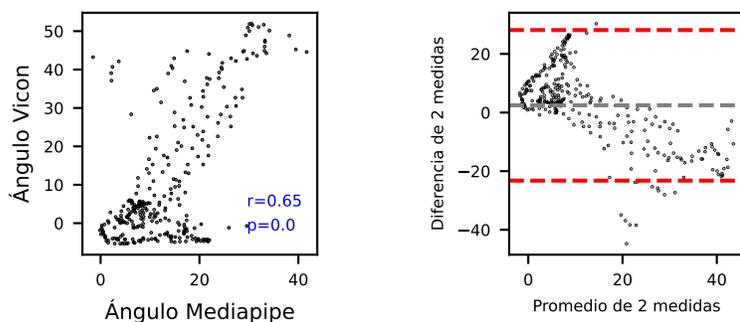
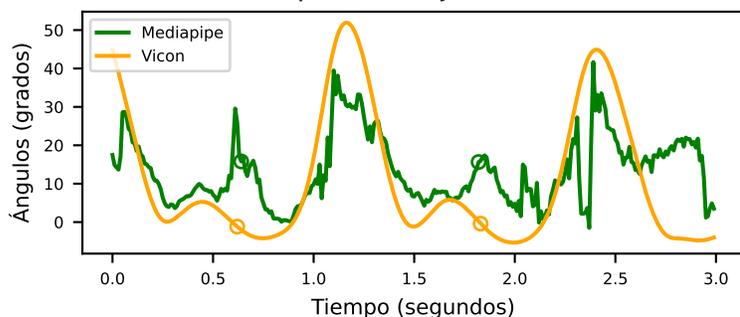
Cadera Izquierda [Sujeto 5 Marcha 7]



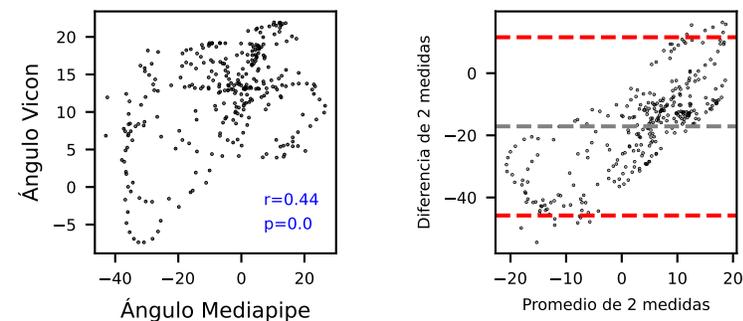
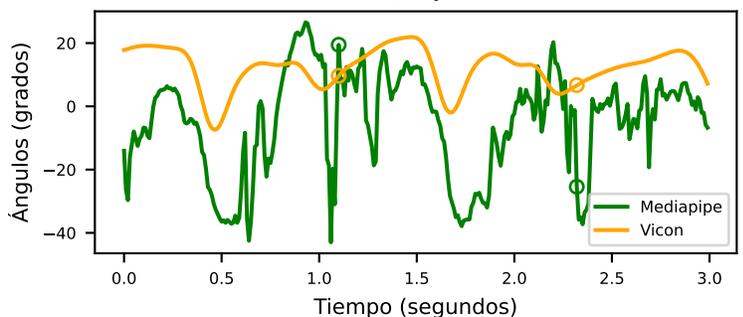
Rodilla Derecha [Sujeto 5 Marcha 7]



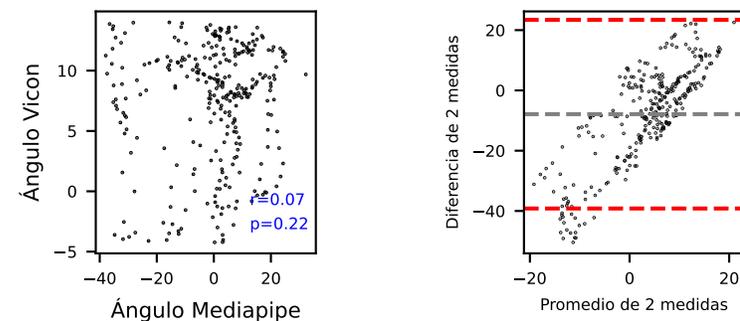
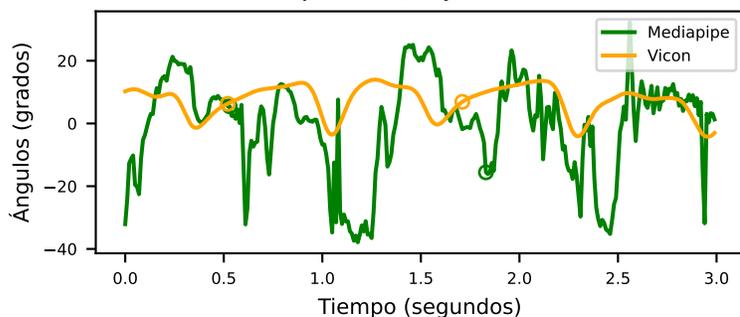
Rodilla Izquierda [Sujeto 5 Marcha 7]



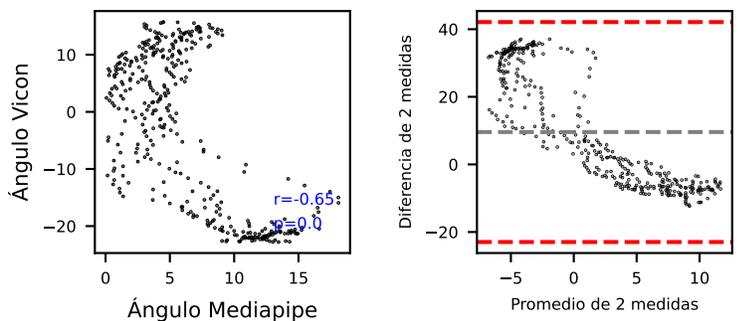
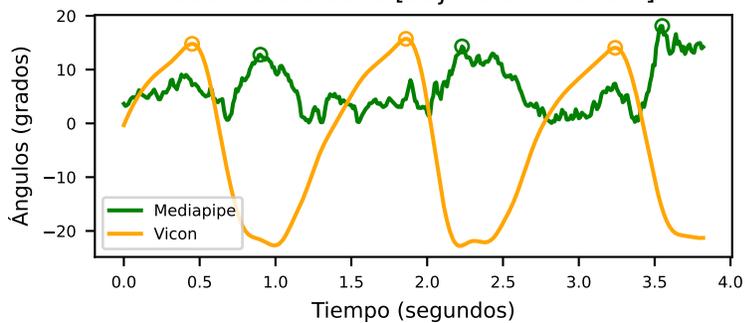
Tobillo Derecho [Sujeto 5 Marcha 7]



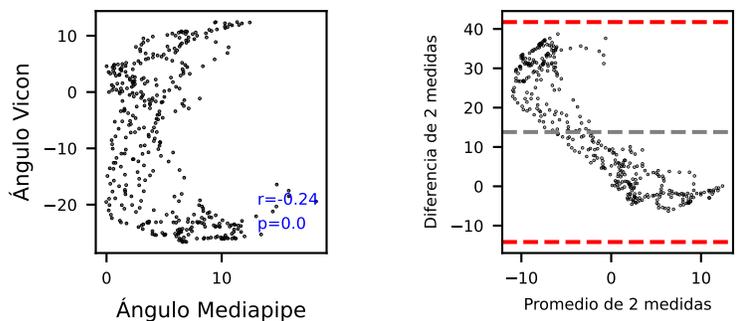
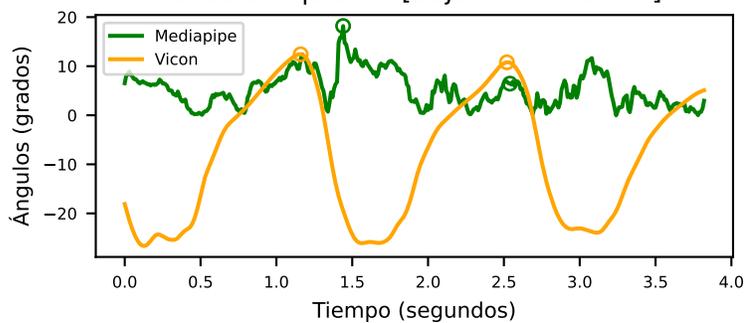
Tobillo Izquierdo [Sujeto 5 Marcha 7]



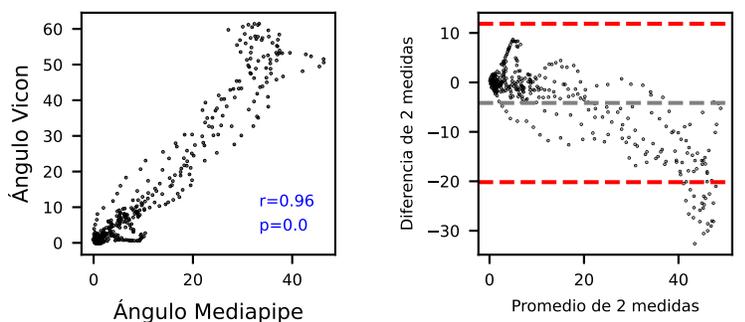
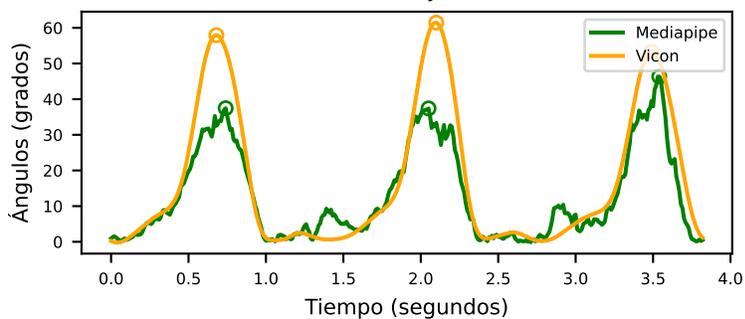
Cadera Derecha [Sujeto 6 Marcha 1]



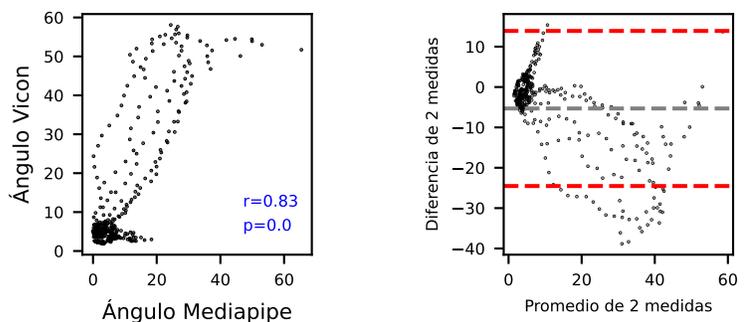
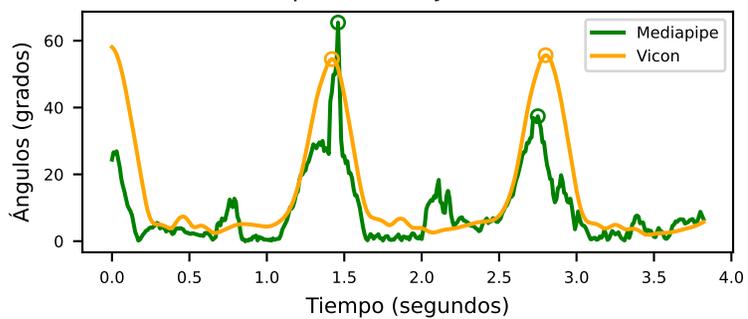
Cadera Izquierda [Sujeto 6 Marcha 1]



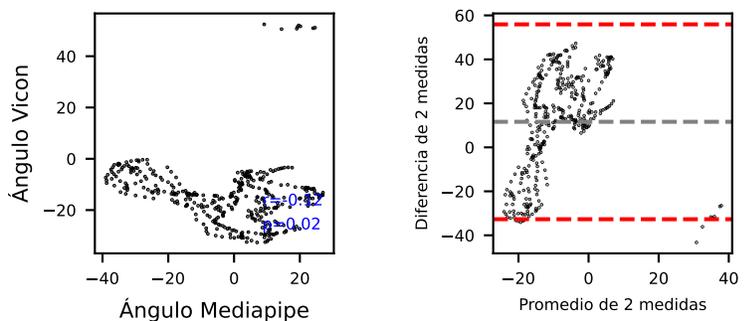
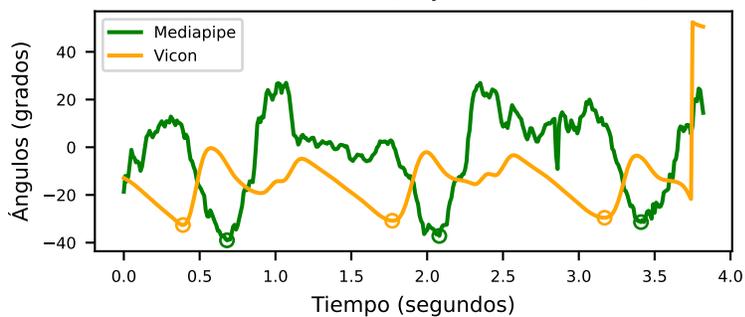
Rodilla Derecha [Sujeto 6 Marcha 1]



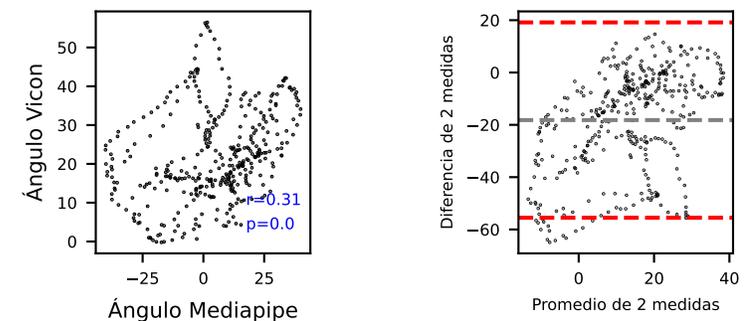
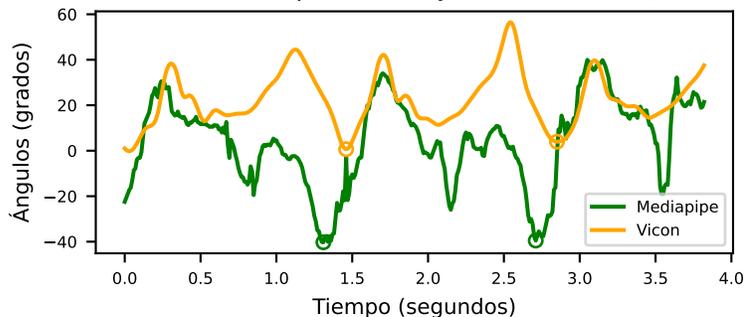
Rodilla Izquierda [Sujeto 6 Marcha 1]



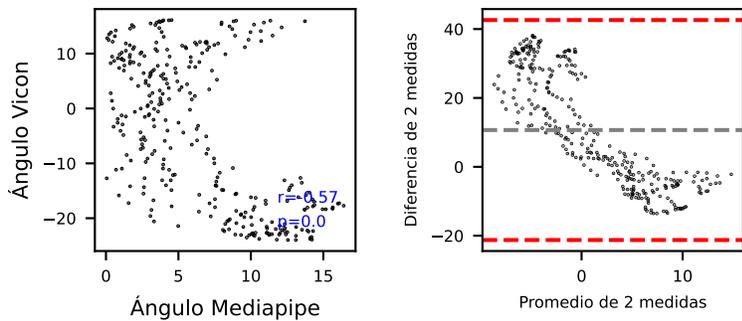
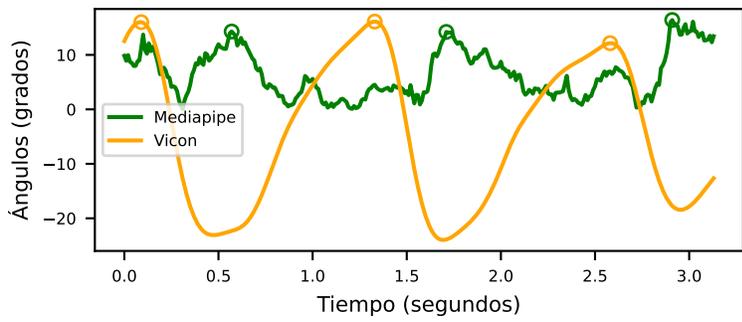
Tobillo Derecho [Sujeto 6 Marcha 1]



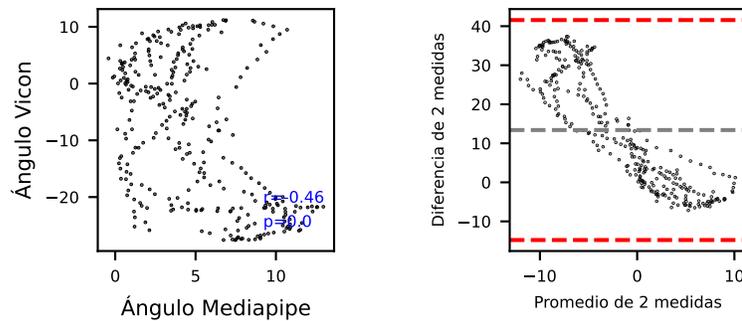
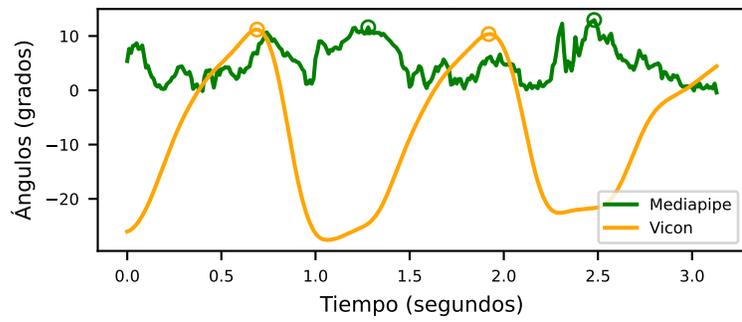
Tobillo Izquierdo [Sujeto 6 Marcha 1]



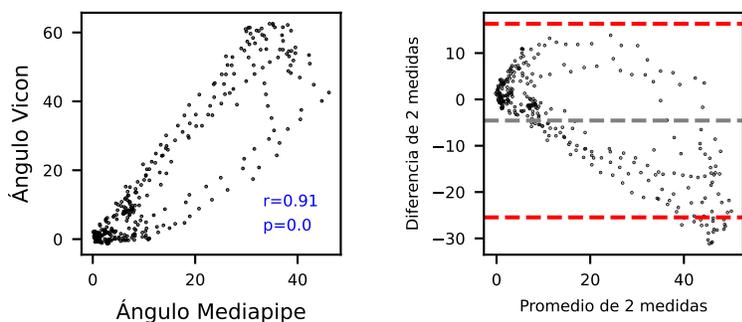
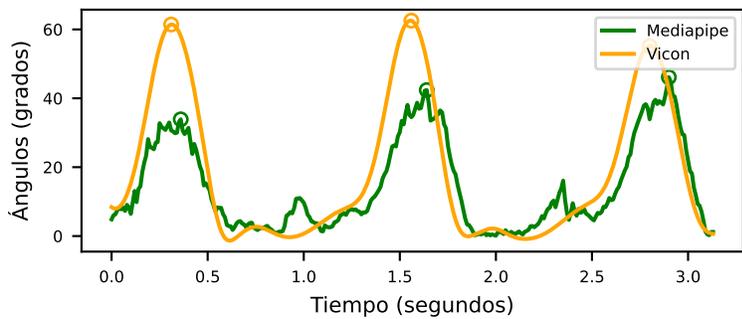
Cadera Derecha [Sujeto 6 Marcha 2]



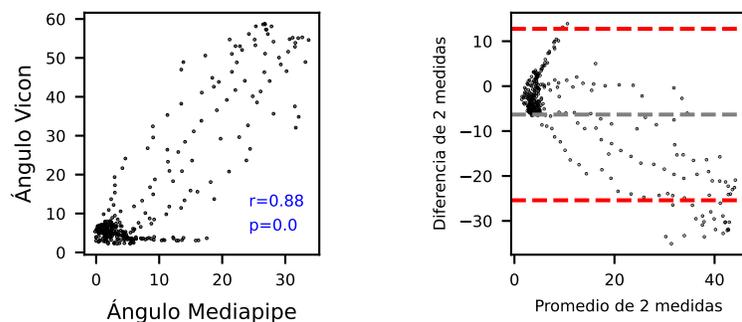
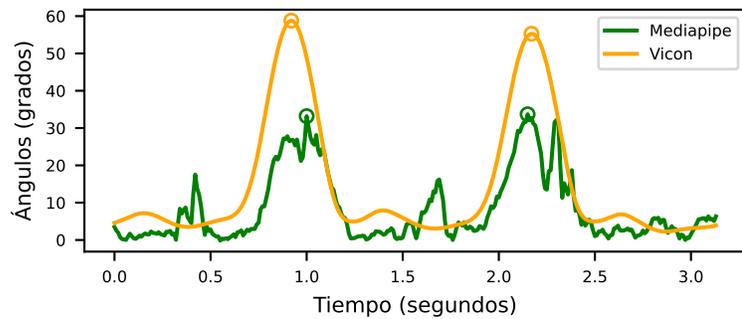
Cadera Izquierda [Sujeto 6 Marcha 2]



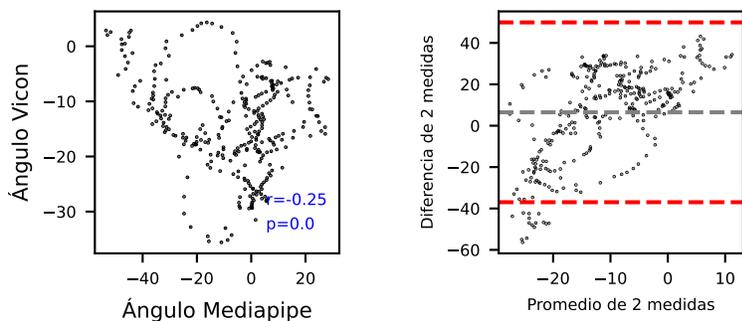
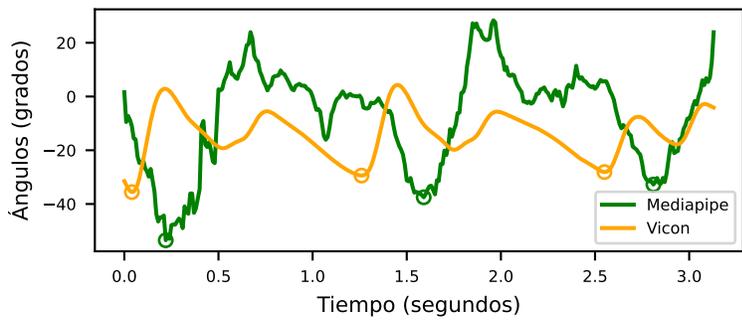
Rodilla Derecha [Sujeto 6 Marcha 2]



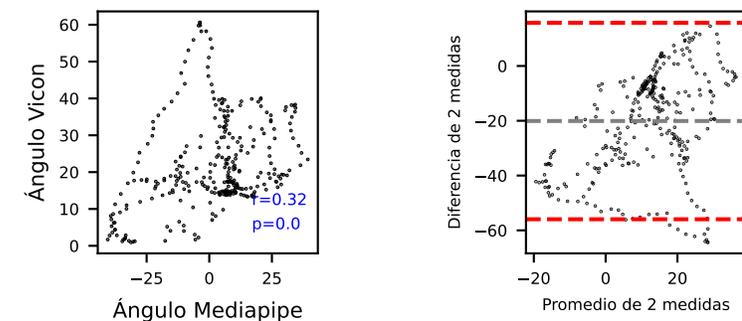
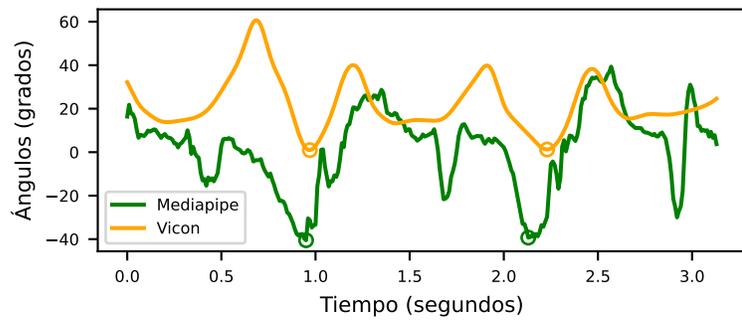
Rodilla Izquierda [Sujeto 6 Marcha 2]



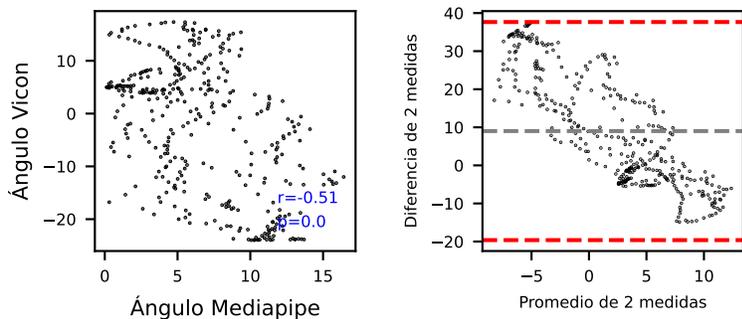
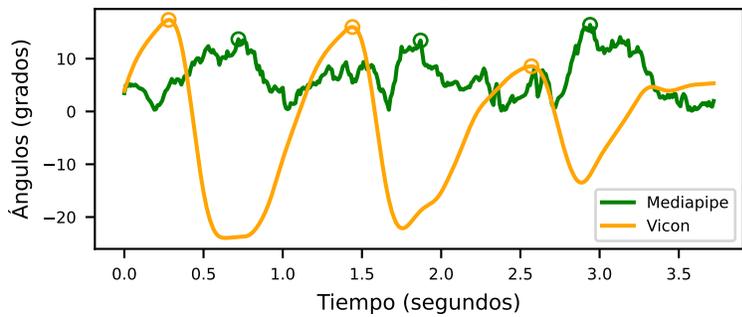
Tobillo Derecho [Sujeto 6 Marcha 2]



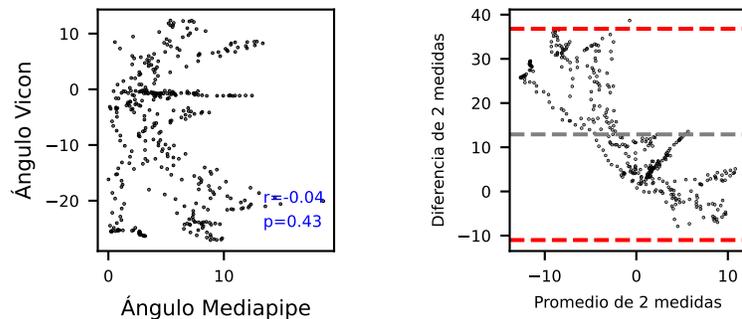
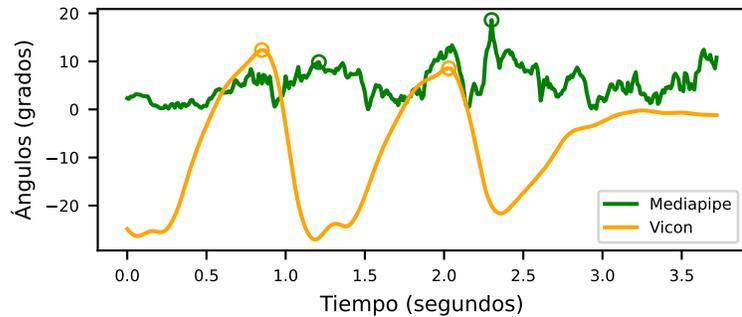
Tobillo Izquierdo [Sujeto 6 Marcha 2]



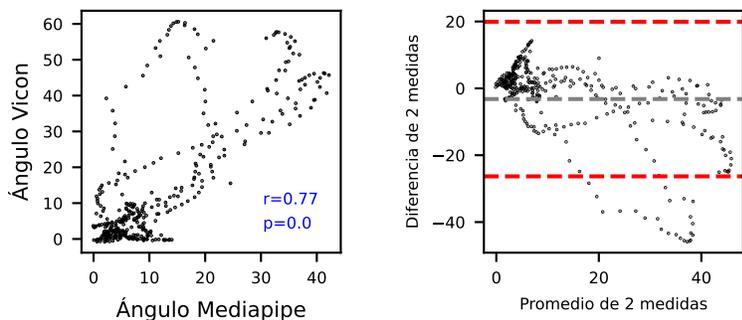
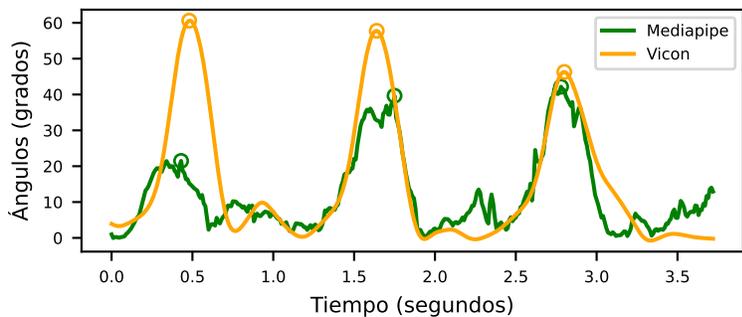
Cadera Derecha [Sujeto 6 Marcha 3]



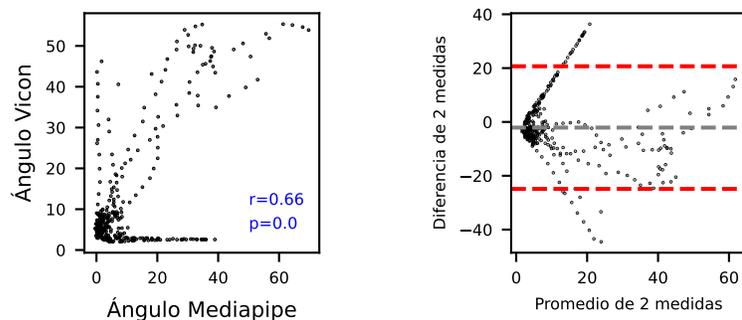
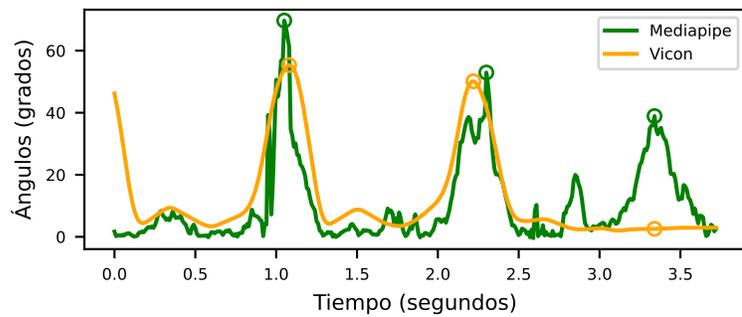
Cadera Izquierda [Sujeto 6 Marcha 3]



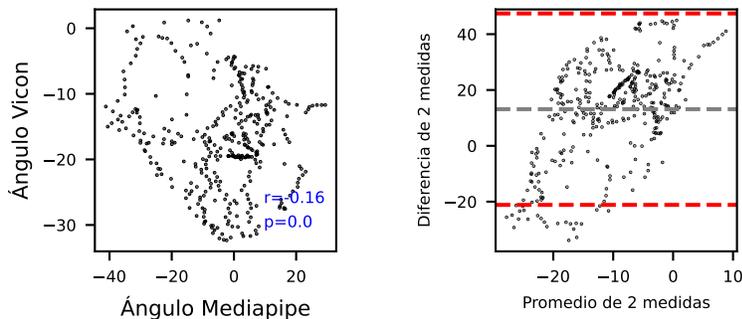
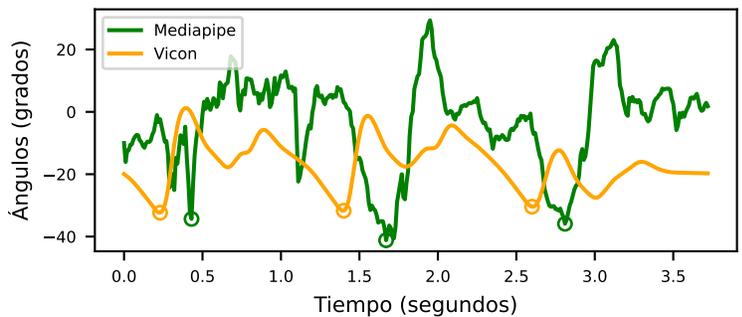
Rodilla Derecha [Sujeto 6 Marcha 3]



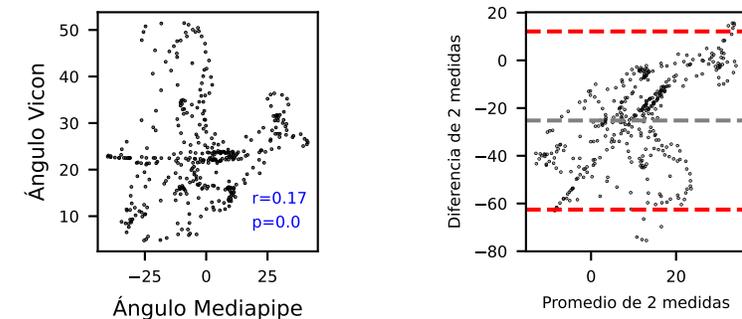
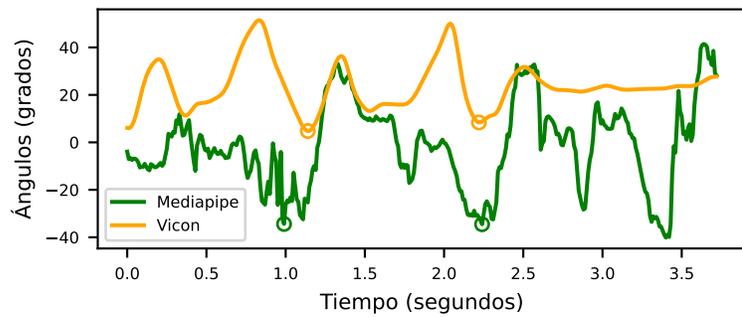
Rodilla Izquierda [Sujeto 6 Marcha 3]



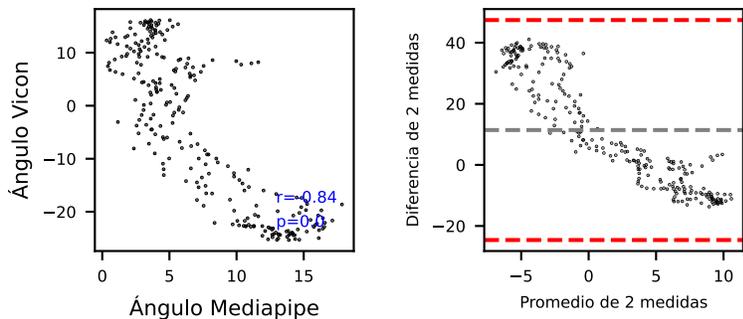
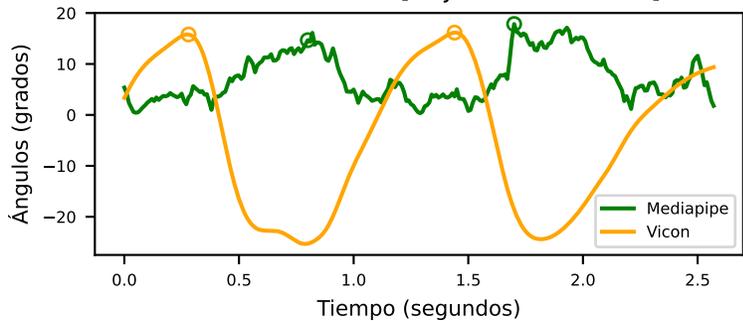
Tobillo Derecho [Sujeto 6 Marcha 3]



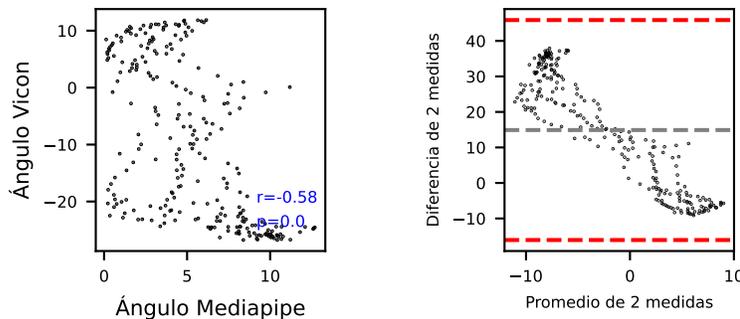
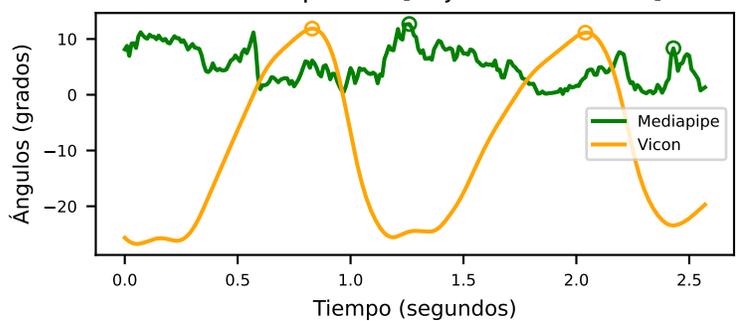
Tobillo Izquierdo [Sujeto 6 Marcha 3]



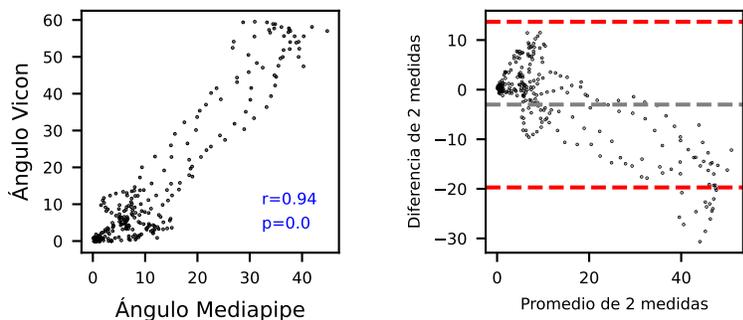
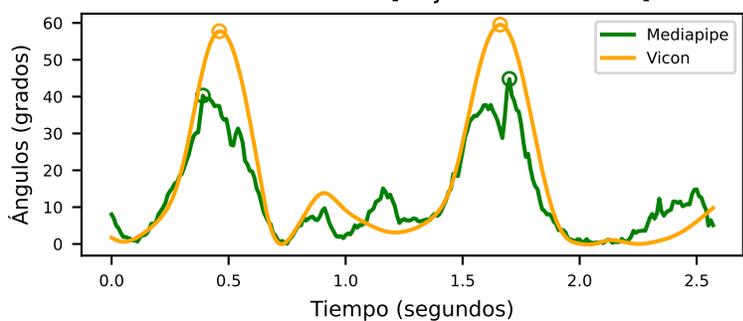
Cadera Derecha [Sujeto 6 Marcha 4]



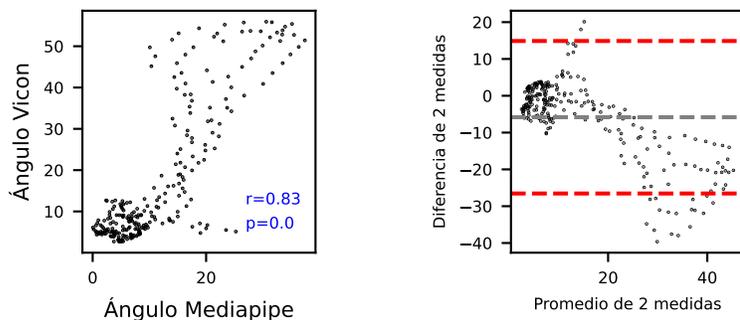
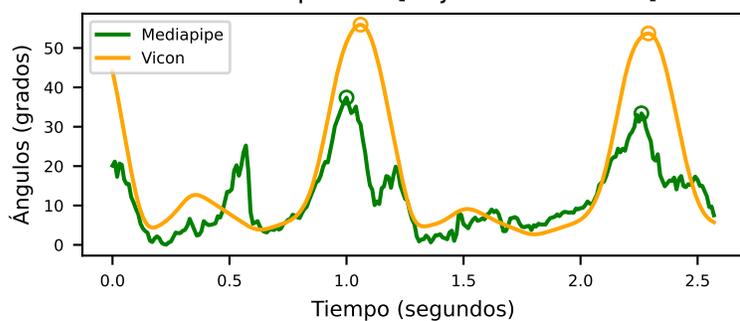
Cadera Izquierda [Sujeto 6 Marcha 4]



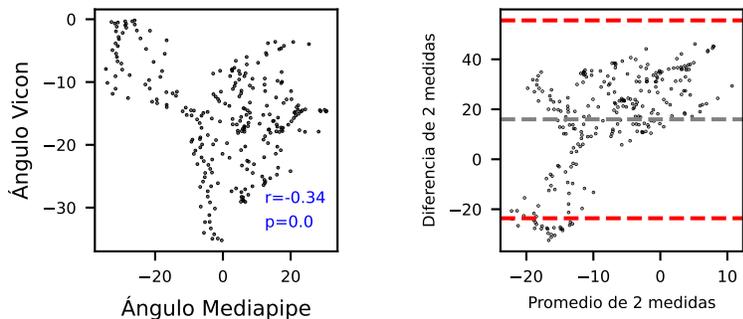
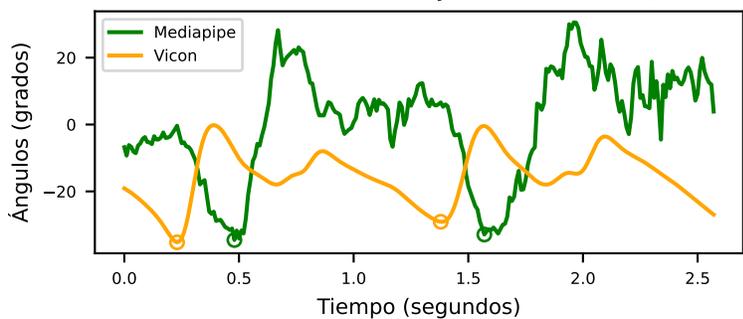
Rodilla Derecha [Sujeto 6 Marcha 4]



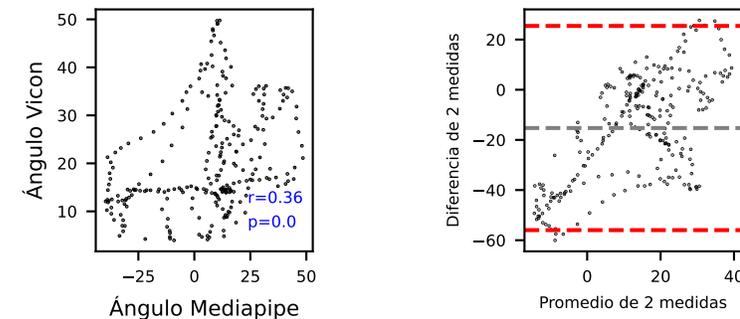
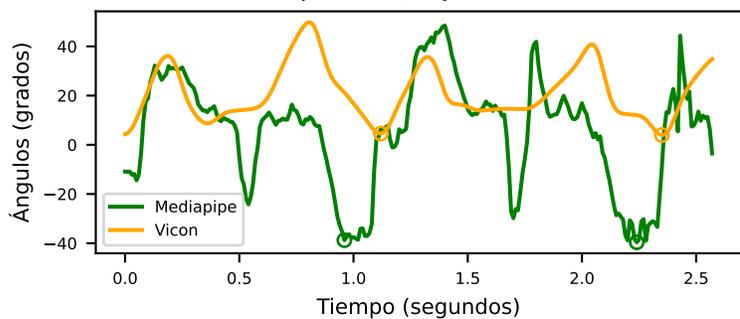
Rodilla Izquierda [Sujeto 6 Marcha 4]



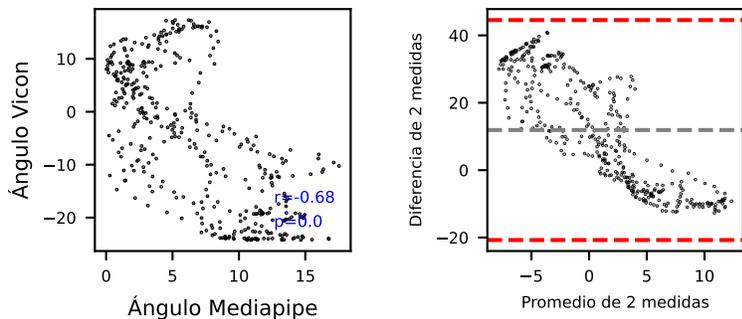
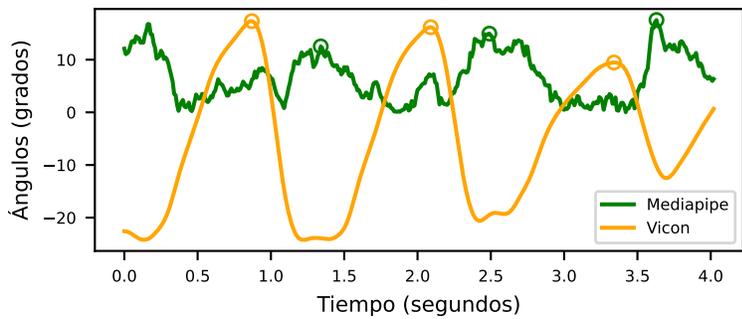
Tobillo Derecho [Sujeto 6 Marcha 4]



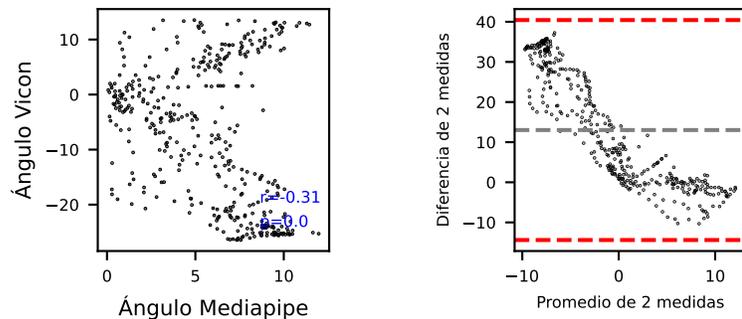
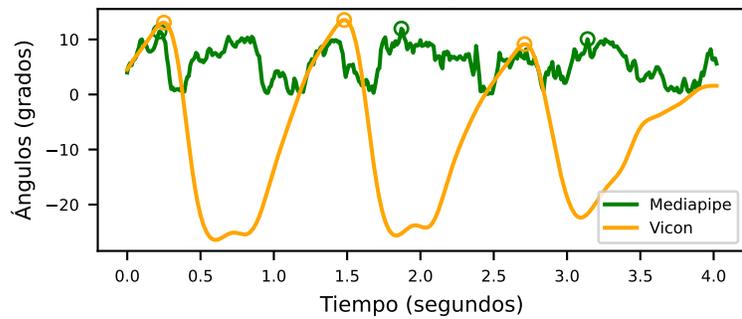
Tobillo Izquierdo [Sujeto 6 Marcha 4]



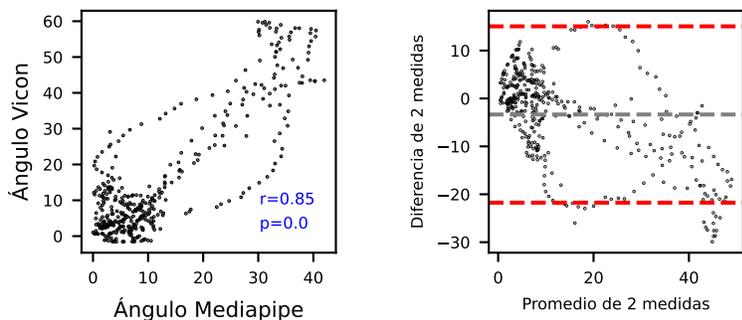
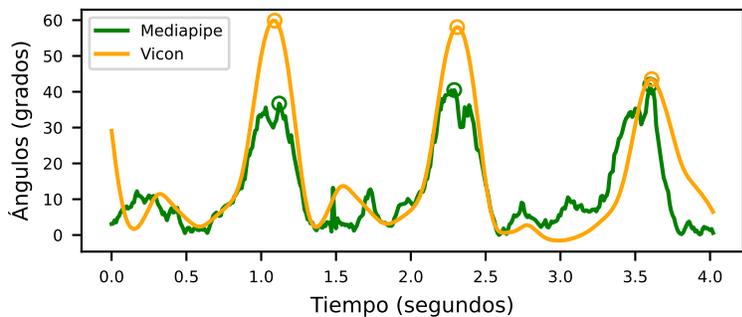
Cadera Derecha [Sujeto 6 Marcha 5]



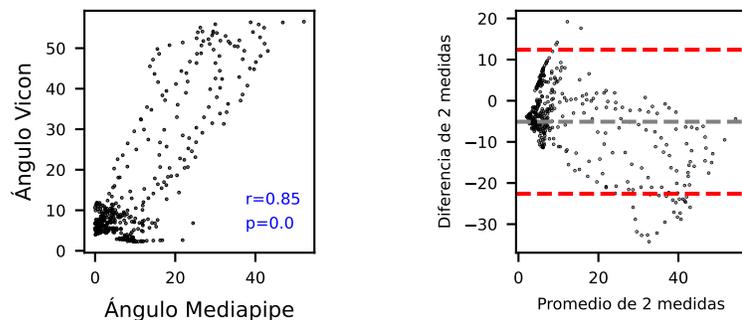
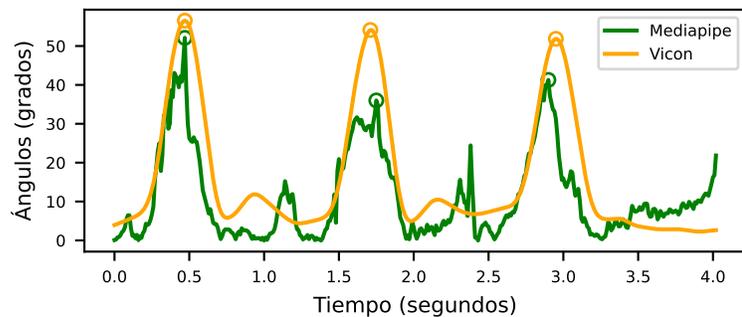
Cadera Izquierda [Sujeto 6 Marcha 5]



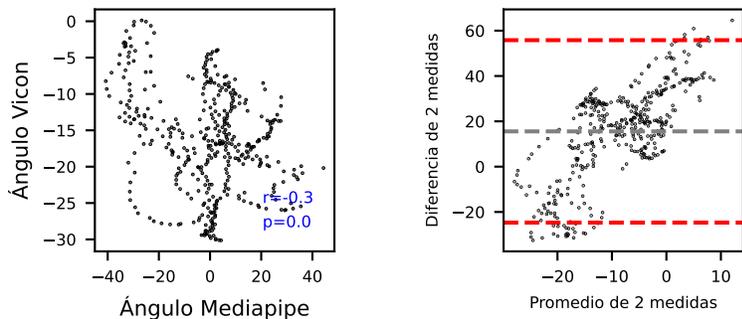
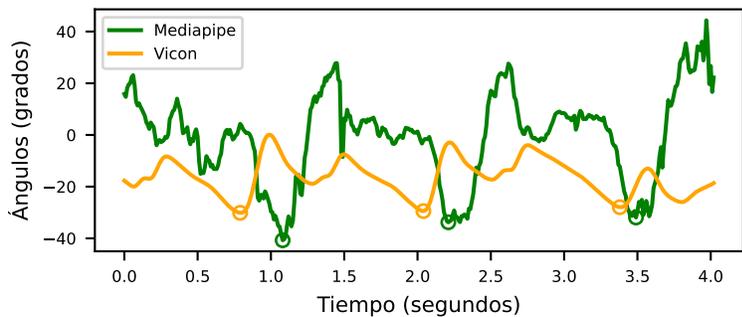
Rodilla Derecha [Sujeto 6 Marcha 5]



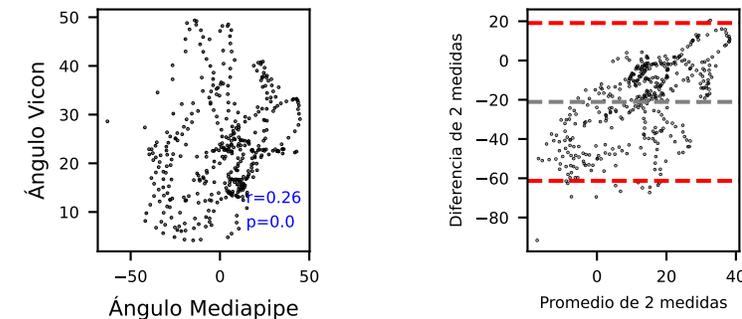
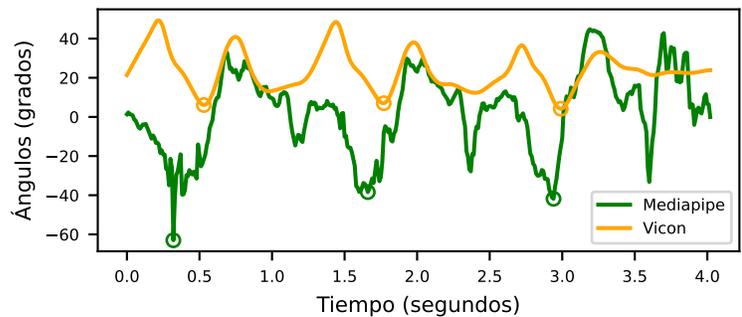
Rodilla Izquierda [Sujeto 6 Marcha 5]



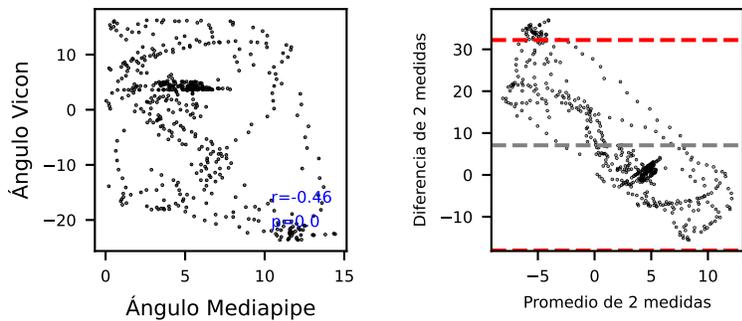
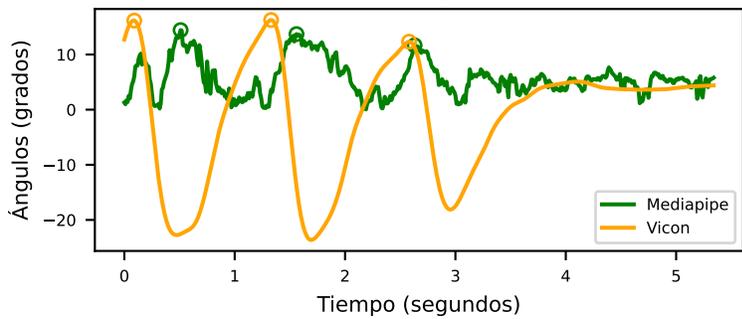
Tobillo Derecho [Sujeto 6 Marcha 5]



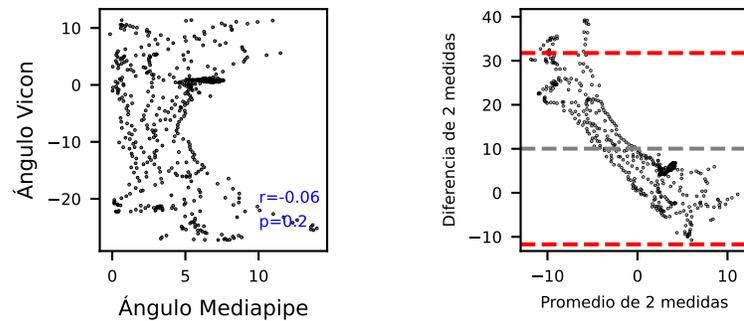
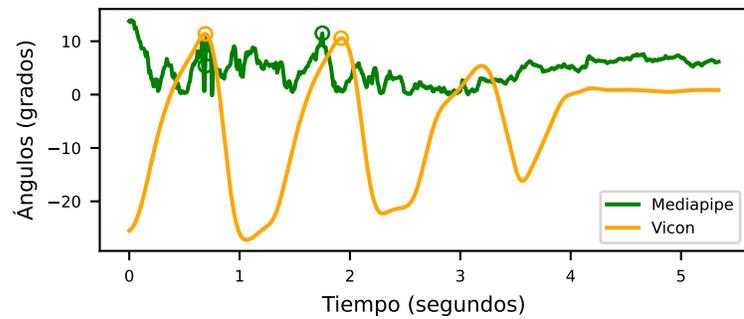
Tobillo Izquierdo [Sujeto 6 Marcha 5]



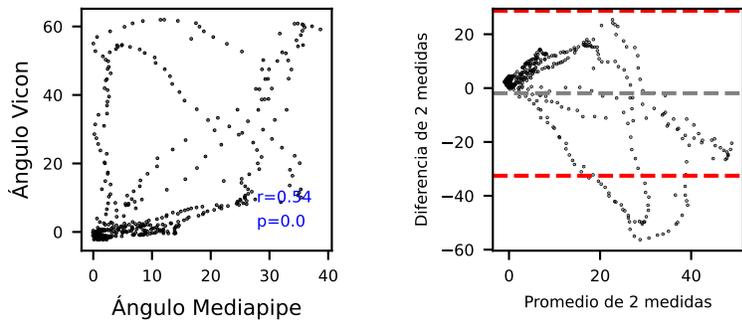
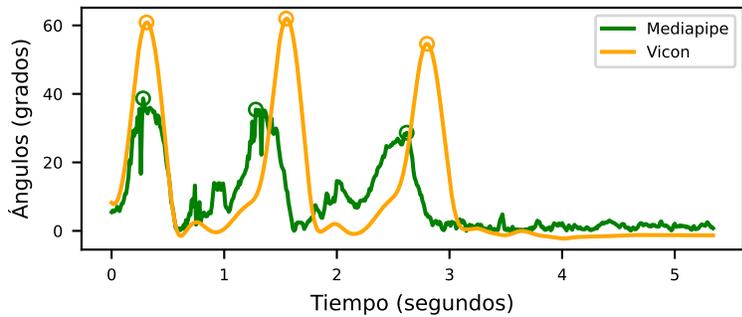
Cadera Derecha [Sujeto 8 Marcha 2]



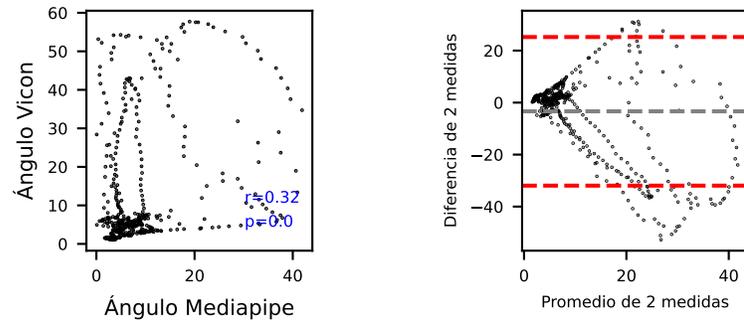
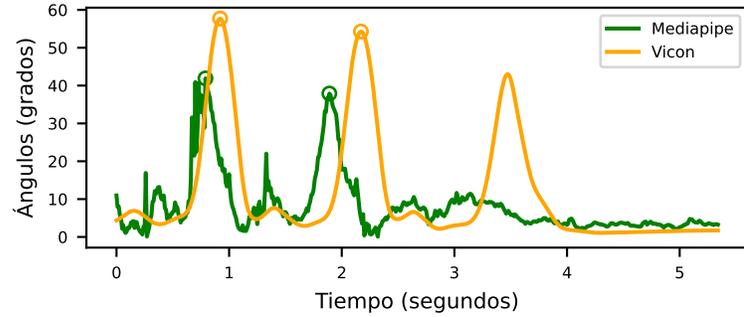
Cadera Izquierda [Sujeto 8 Marcha 2]



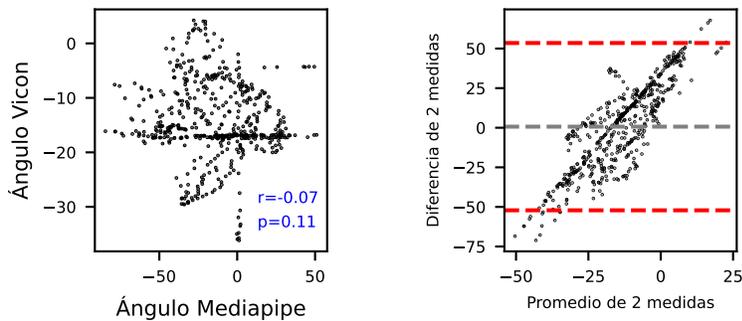
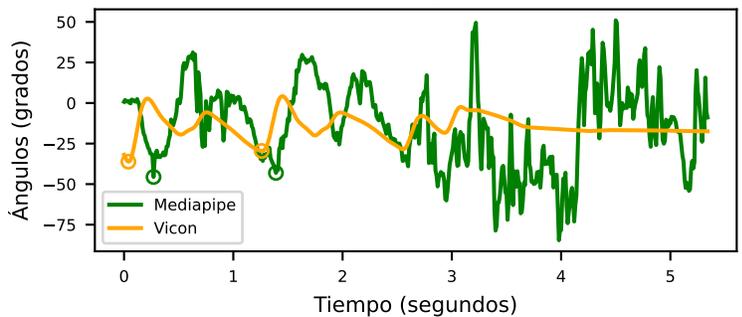
Rodilla Derecha [Sujeto 8 Marcha 2]



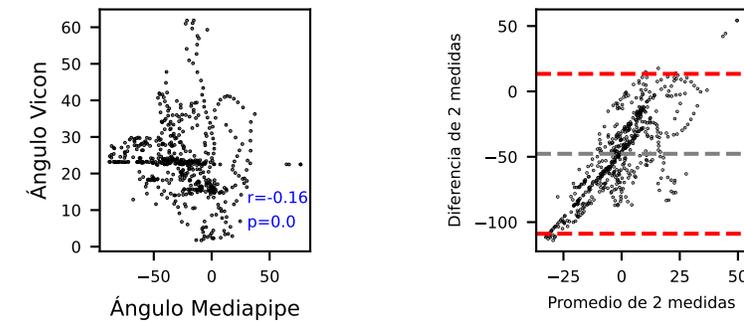
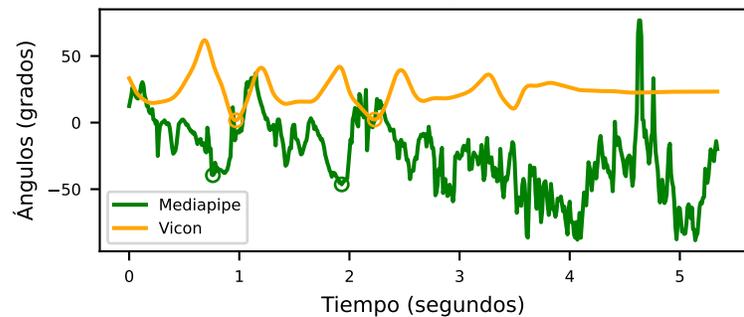
Rodilla Izquierda [Sujeto 8 Marcha 2]



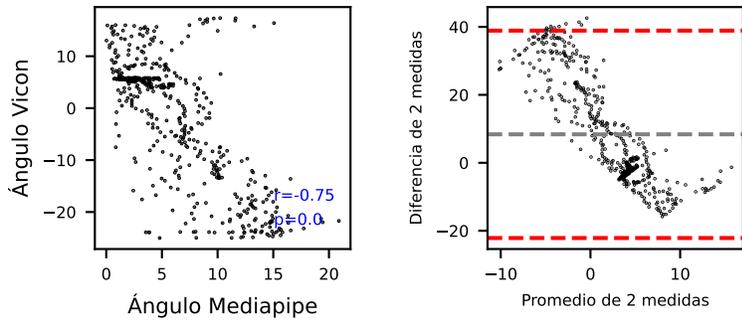
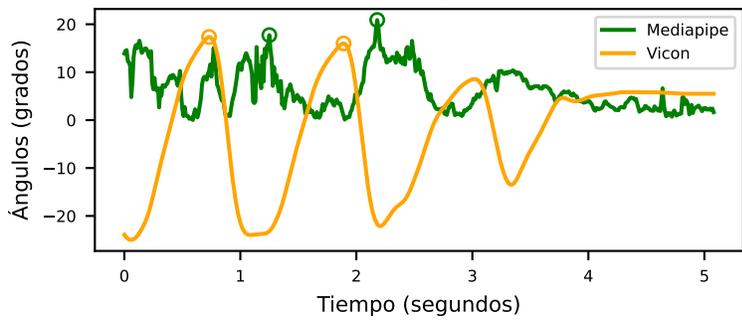
Tobillo Derecho [Sujeto 8 Marcha 2]



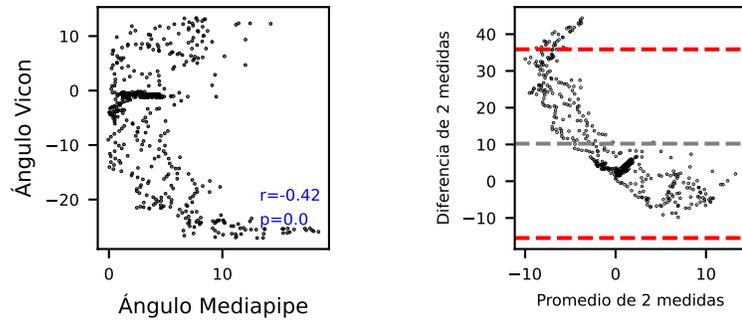
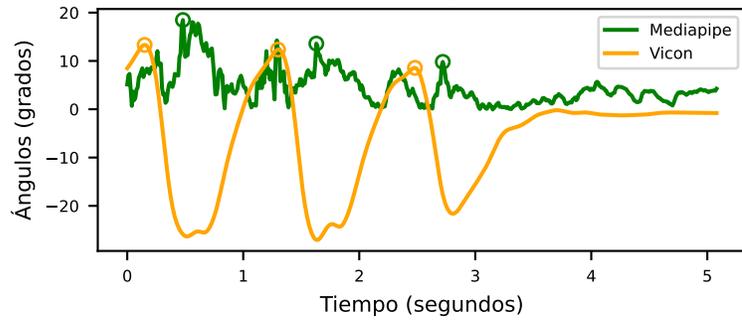
Tobillo Izquierdo [Sujeto 8 Marcha 2]



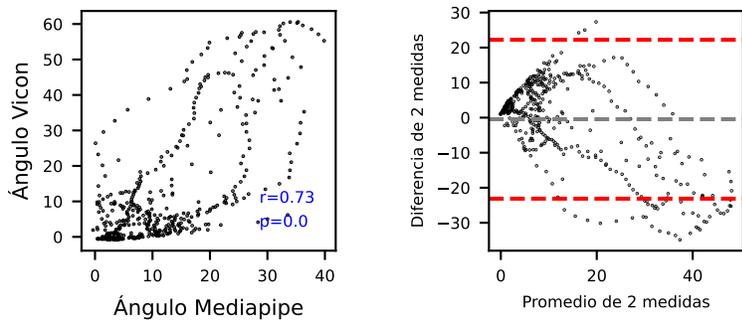
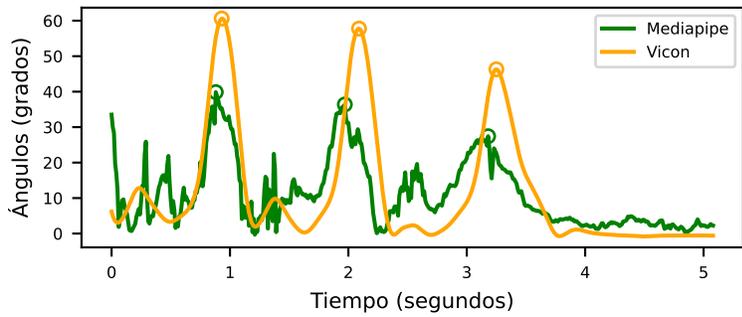
Cadera Derecha [Sujeto 8 Marcha 3]



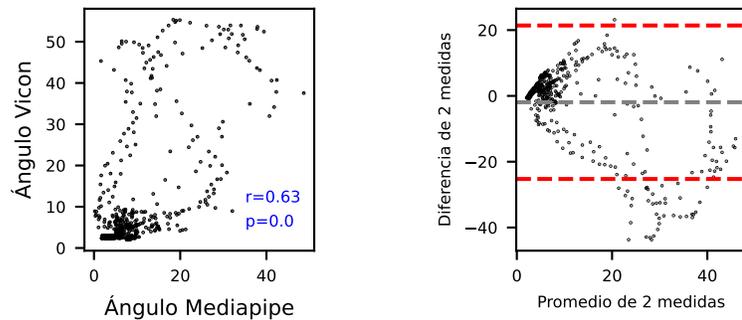
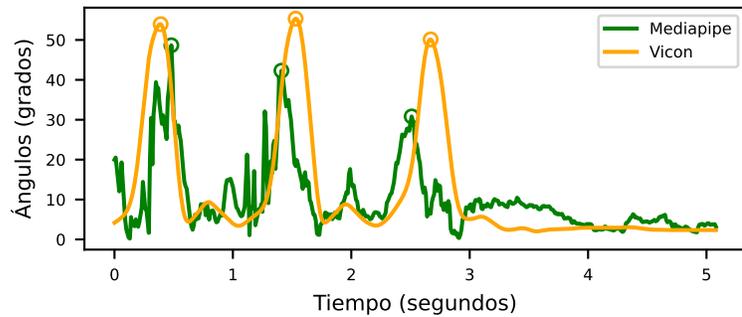
Cadera Izquierda [Sujeto 8 Marcha 3]



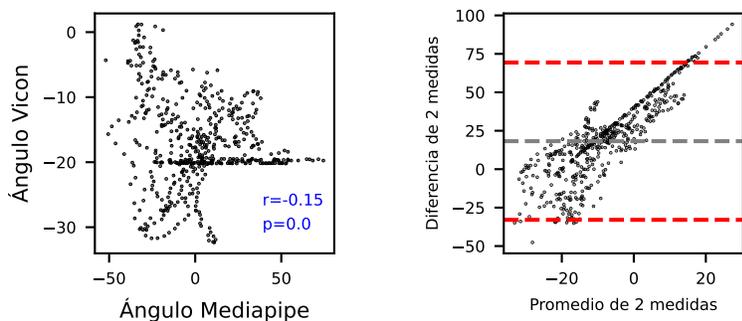
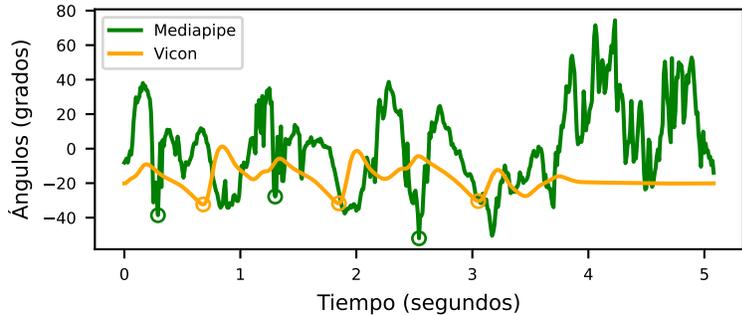
Rodilla Derecha [Sujeto 8 Marcha 3]



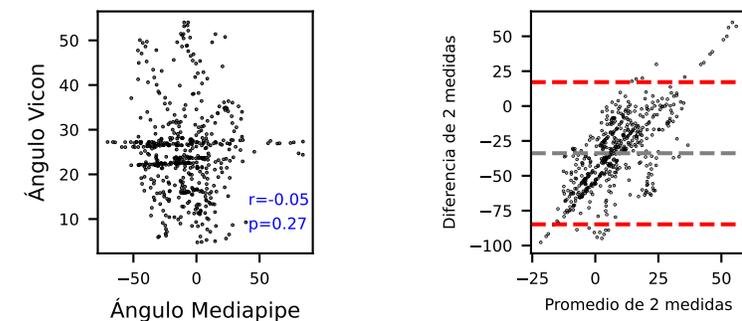
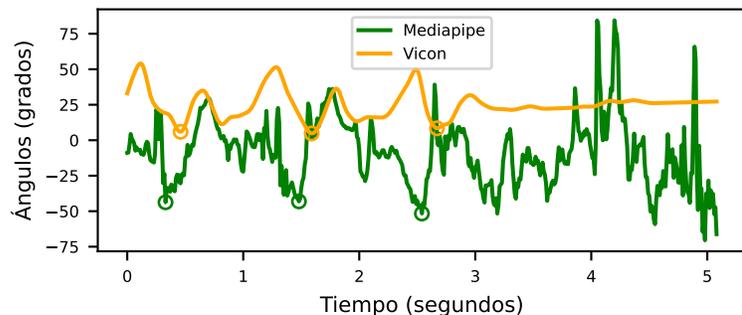
Rodilla Izquierda [Sujeto 8 Marcha 3]



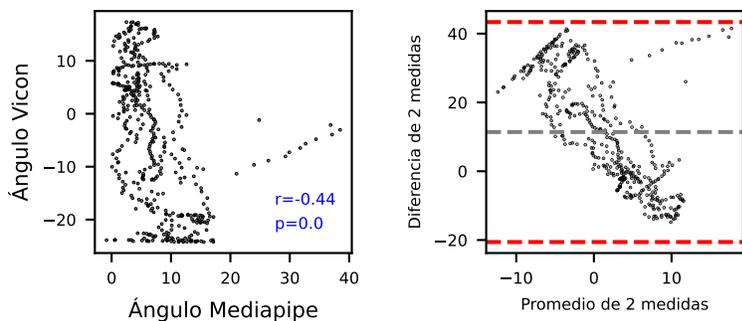
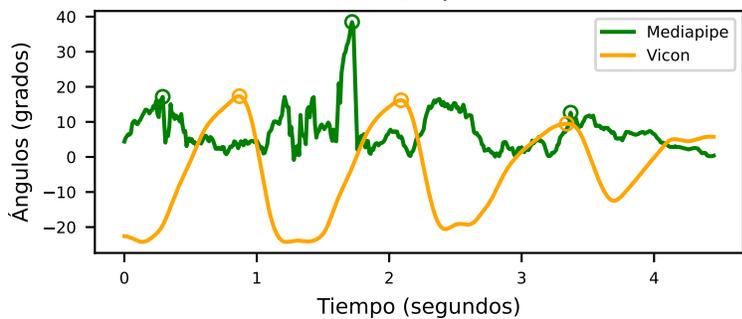
Tobillo Derecho [Sujeto 8 Marcha 3]



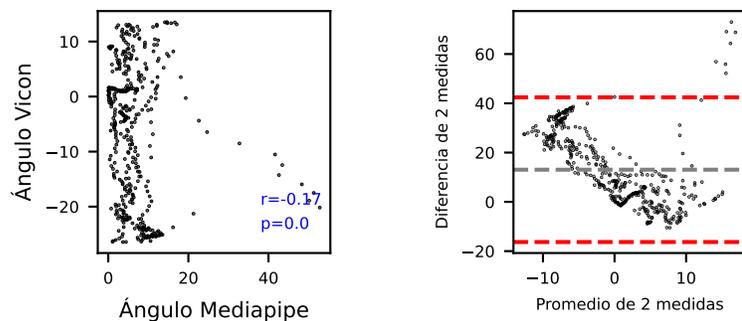
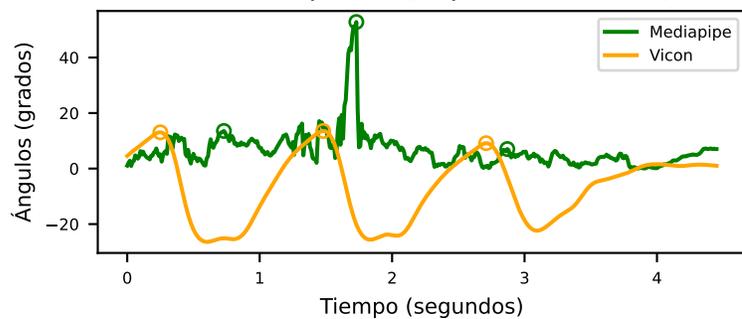
Tobillo Izquierdo [Sujeto 8 Marcha 3]



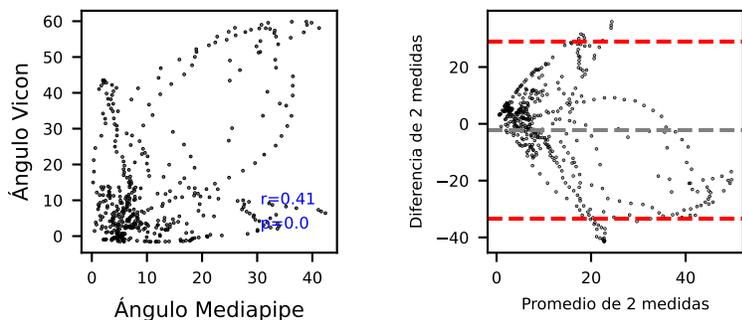
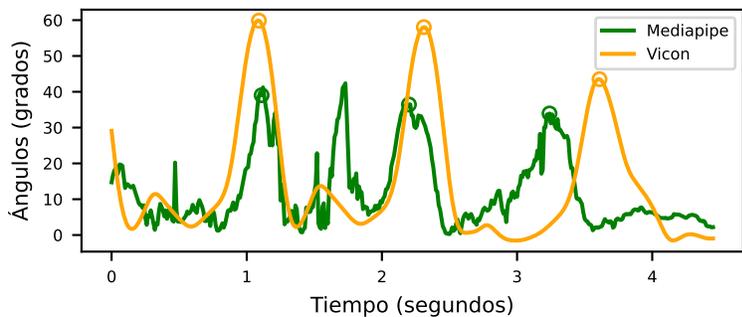
Cadera Derecha [Sujeto 8 Marcha 5]



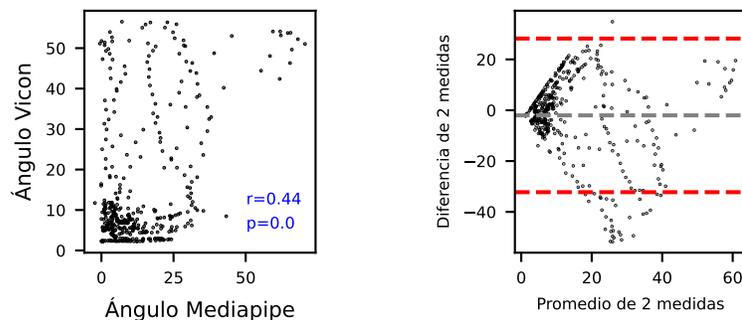
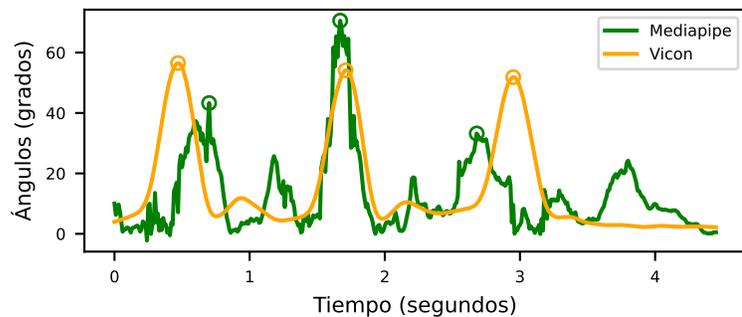
Cadera Izquierda [Sujeto 8 Marcha 5]



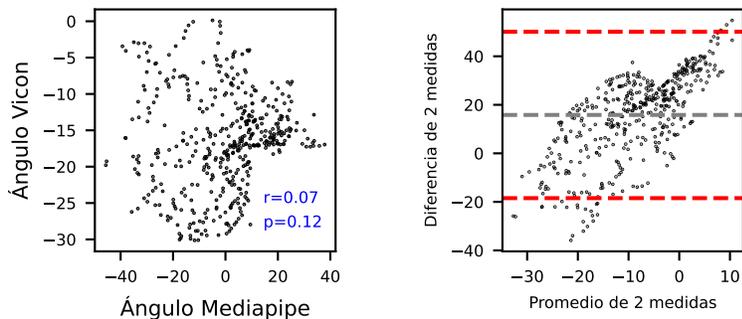
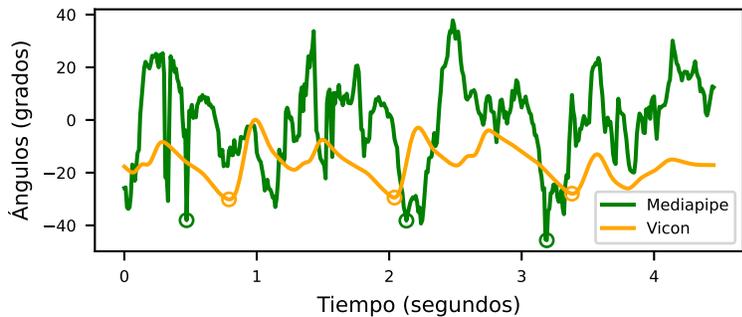
Rodilla Derecha [Sujeto 8 Marcha 5]



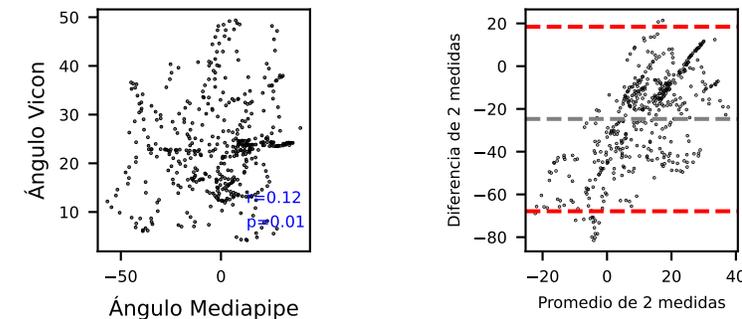
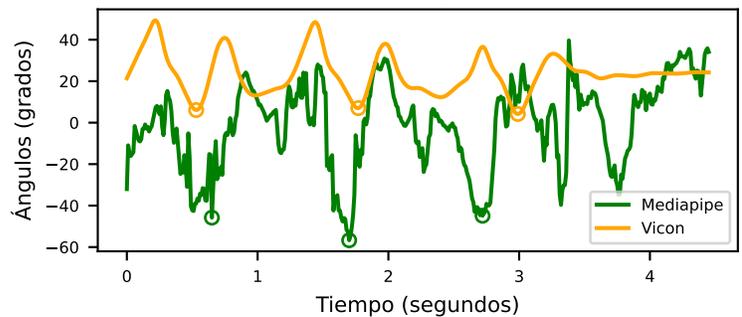
Rodilla Izquierda [Sujeto 8 Marcha 5]



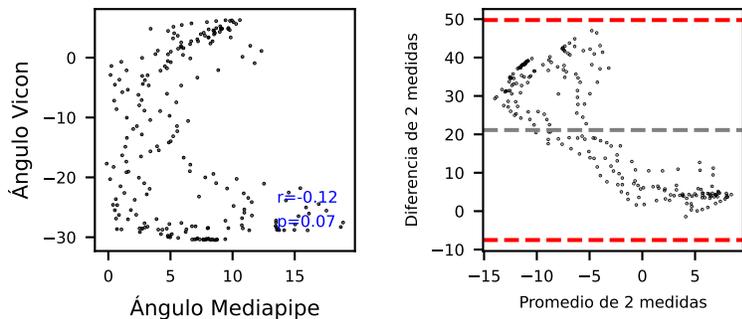
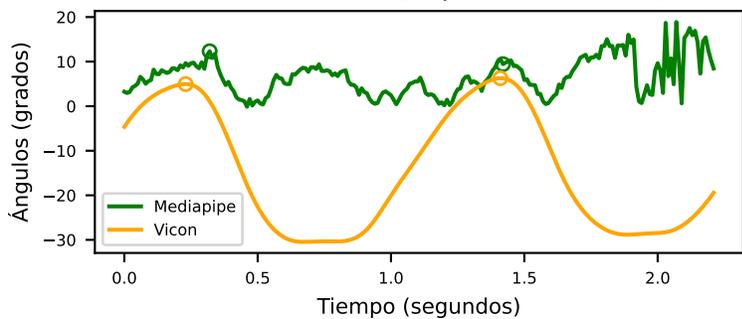
Tobillo Derecho [Sujeto 8 Marcha 5]



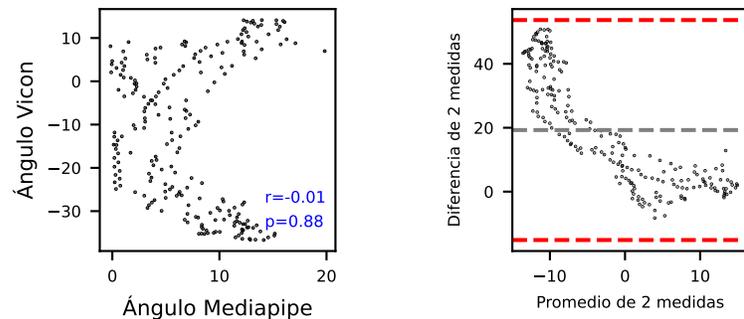
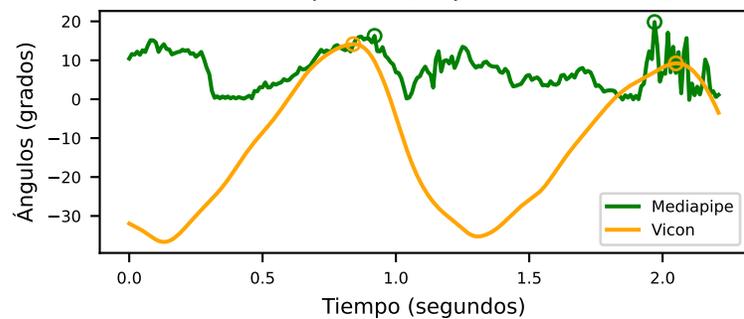
Tobillo Izquierdo [Sujeto 8 Marcha 5]



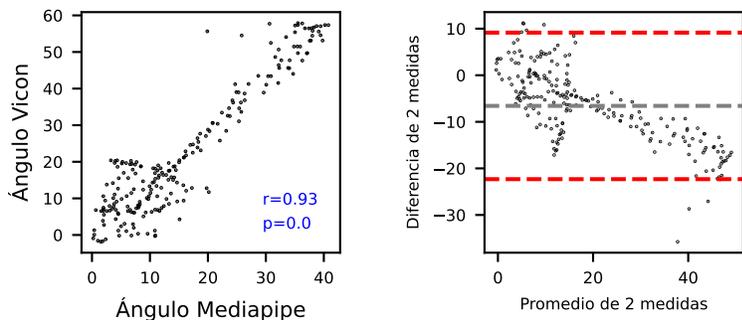
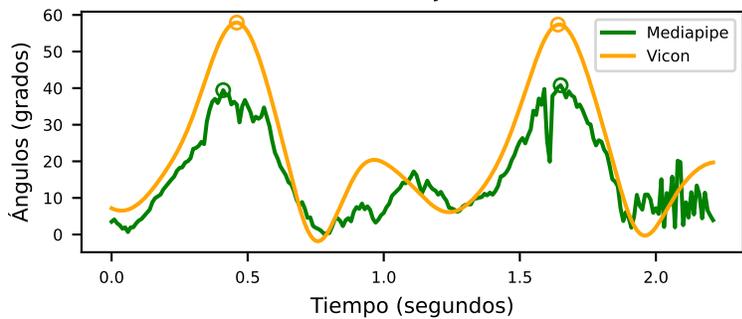
Cadera Derecha [Sujeto 9 Marcha 2]



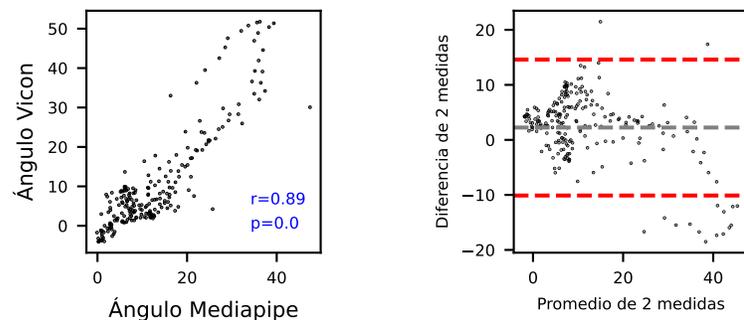
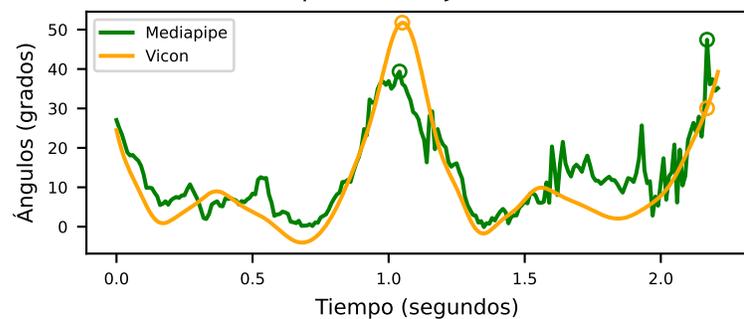
Cadera Izquierda [Sujeto 9 Marcha 2]



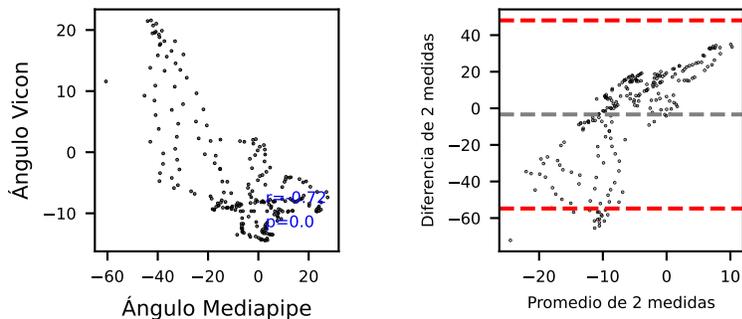
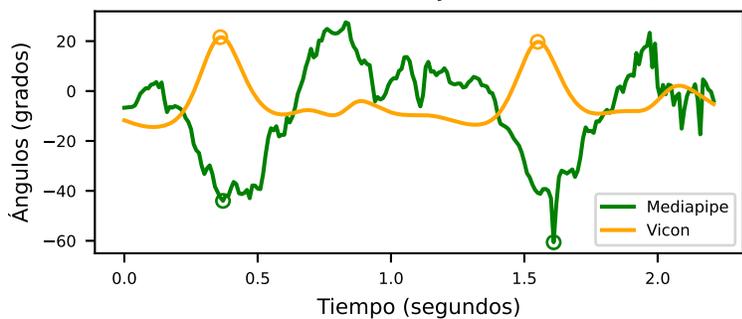
Rodilla Derecha [Sujeto 9 Marcha 2]



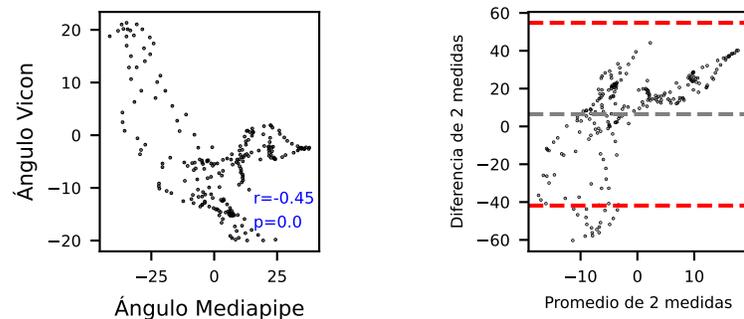
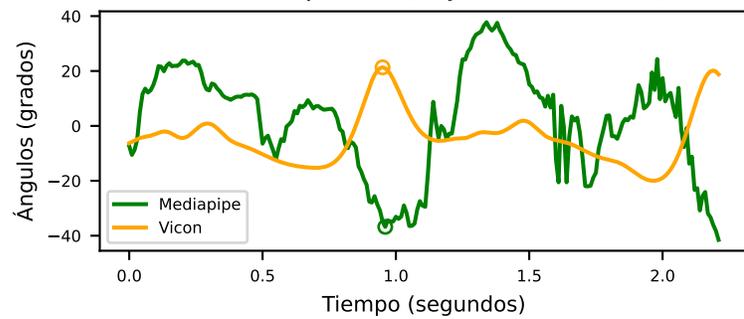
Rodilla Izquierda [Sujeto 9 Marcha 2]



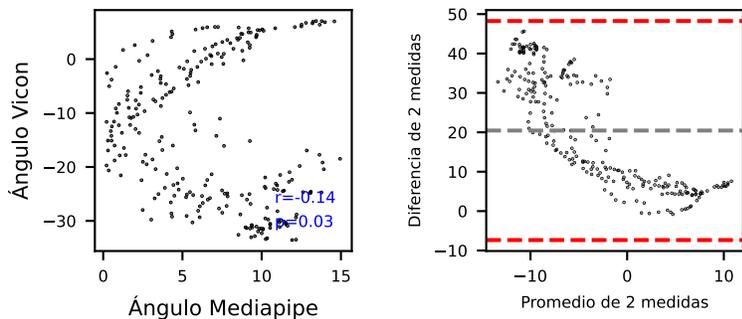
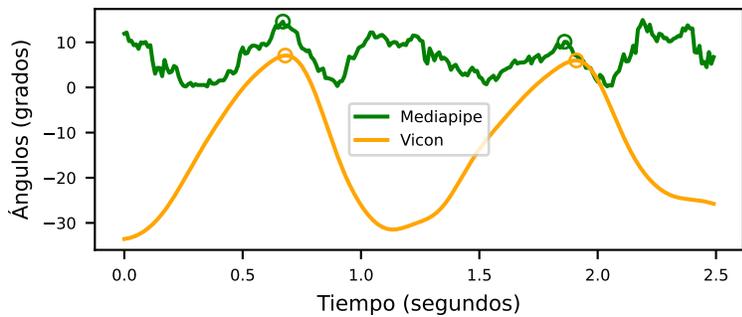
Tobillo Derecho [Sujeto 9 Marcha 2]



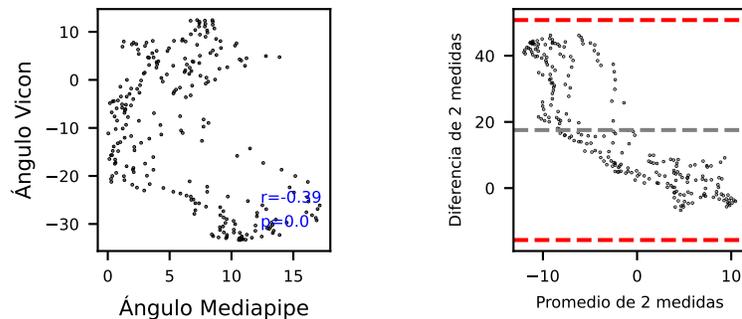
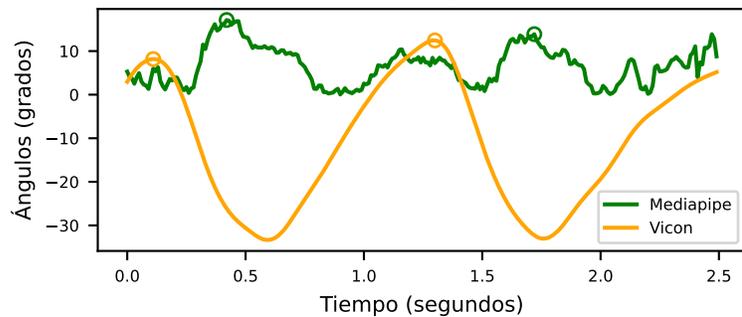
Tobillo Izquierdo [Sujeto 9 Marcha 2]



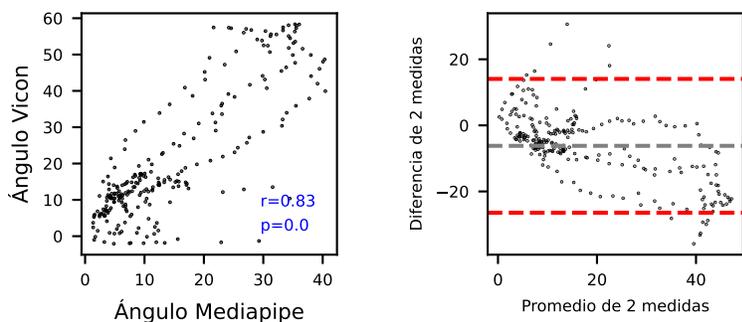
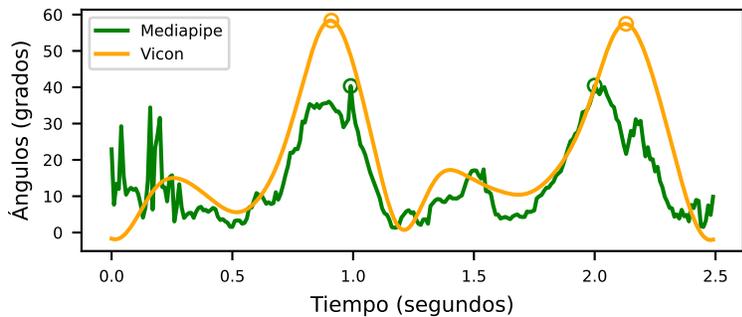
Cadera Derecha [Sujeto 9 Marcha 3]



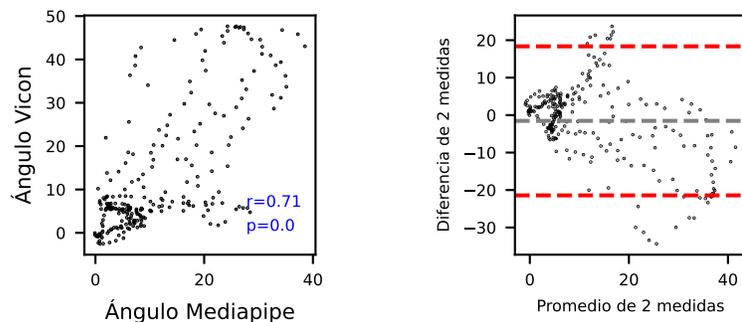
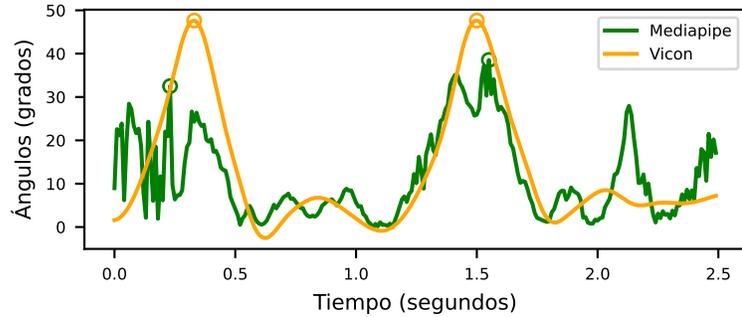
Cadera Izquierda [Sujeto 9 Marcha 3]



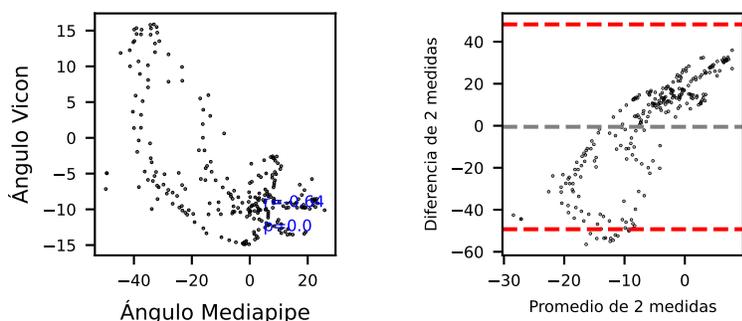
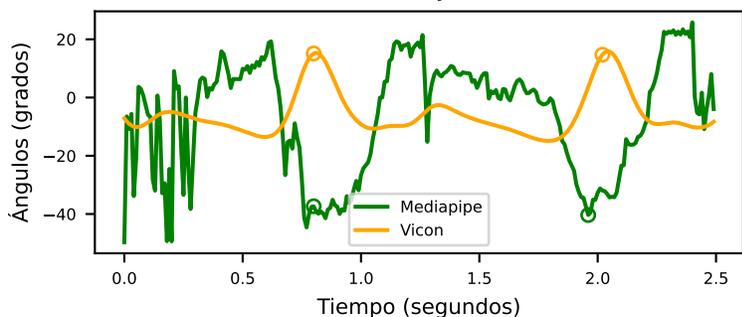
Rodilla Derecha [Sujeto 9 Marcha 3]



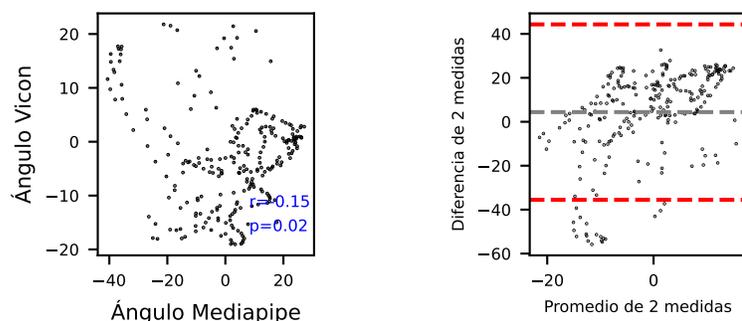
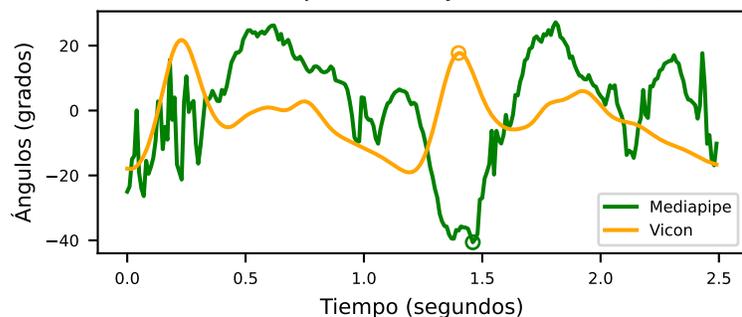
Rodilla Izquierda [Sujeto 9 Marcha 3]



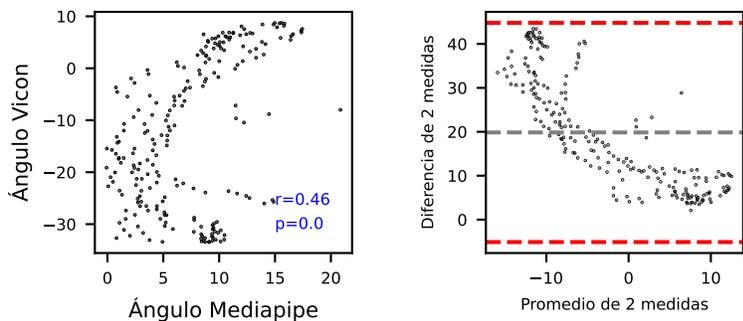
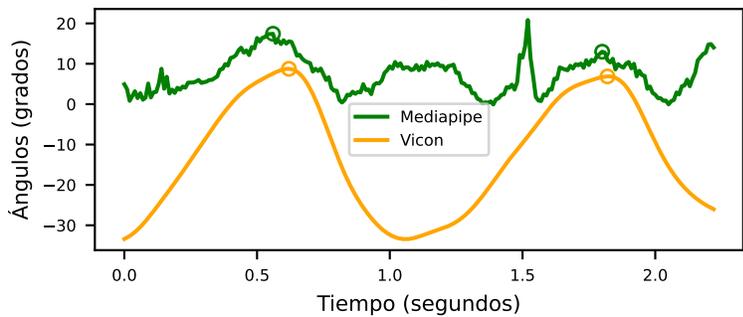
Tobillo Derecho [Sujeto 9 Marcha 3]



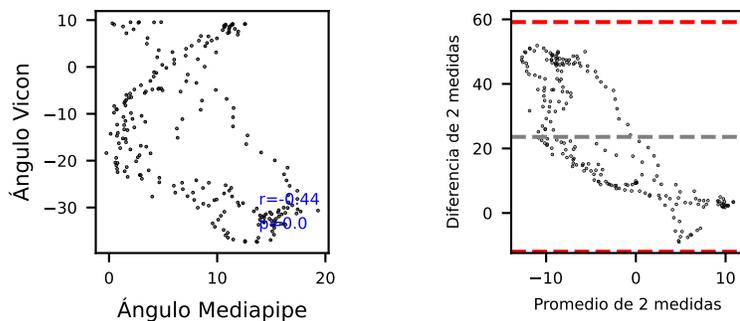
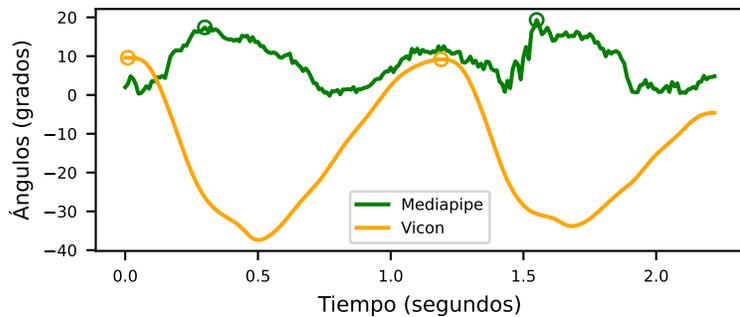
Tobillo Izquierdo [Sujeto 9 Marcha 3]



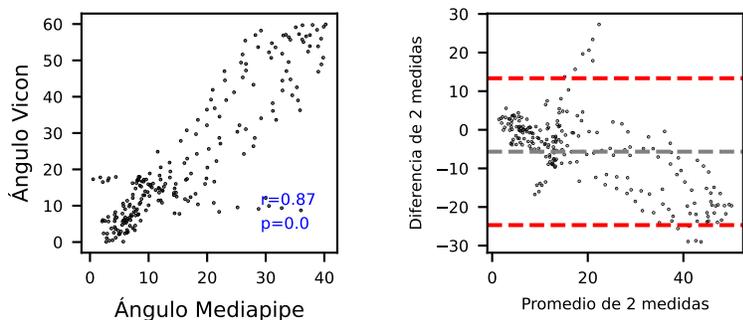
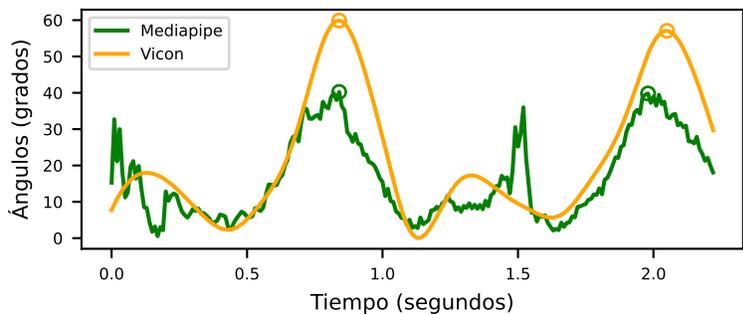
Cadera Derecha [Sujeto 9 Marcha 4]



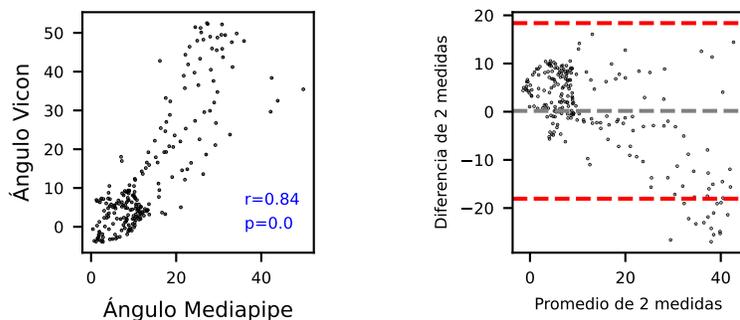
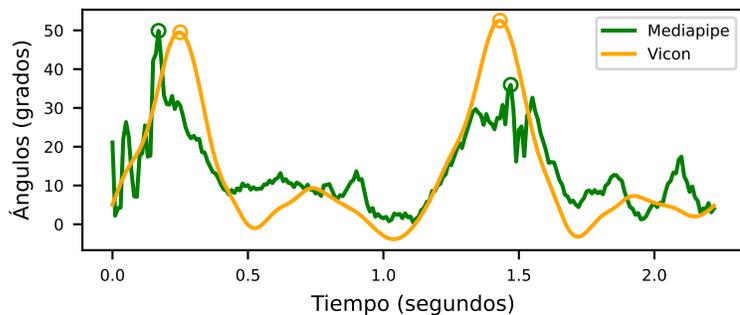
Cadera Izquierda [Sujeto 9 Marcha 4]



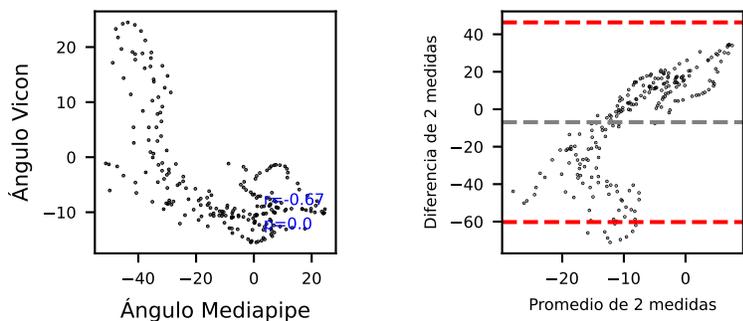
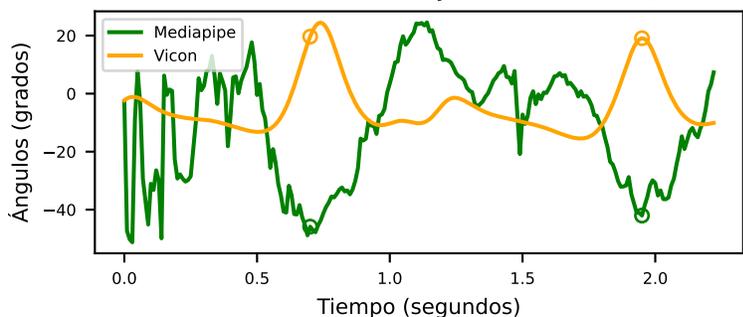
Rodilla Derecha [Sujeto 9 Marcha 4]



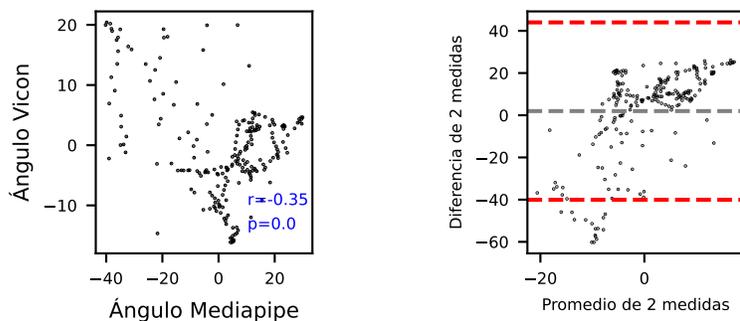
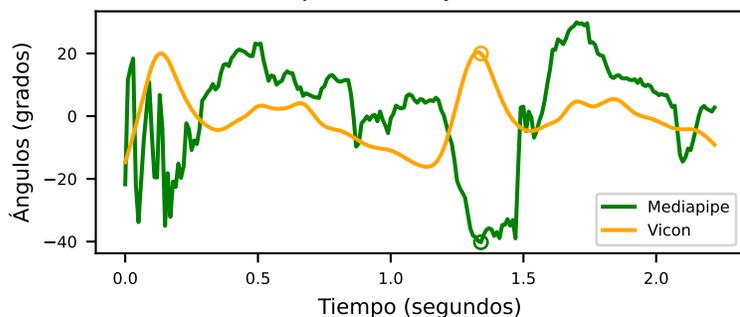
Rodilla Izquierda [Sujeto 9 Marcha 4]



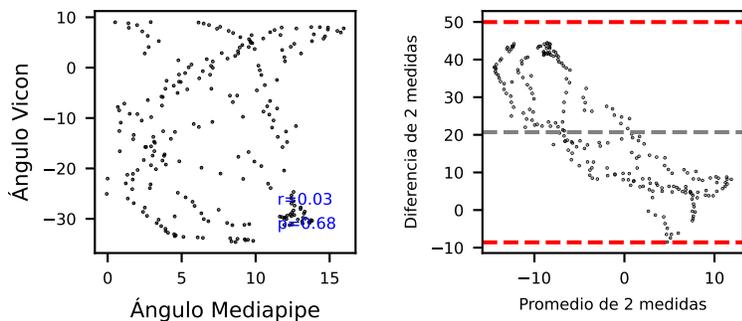
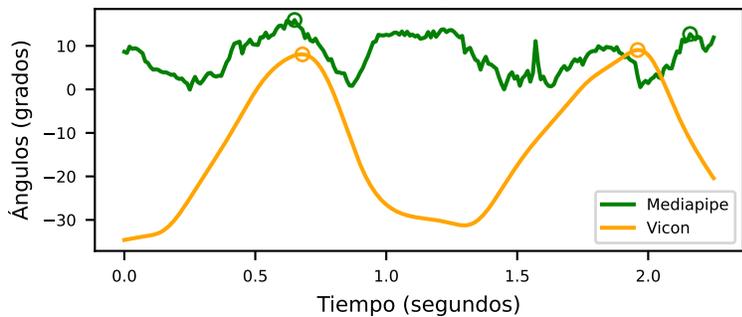
Tobillo Derecho [Sujeto 9 Marcha 4]



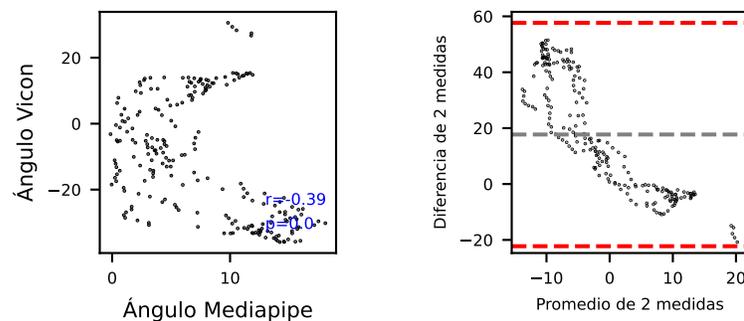
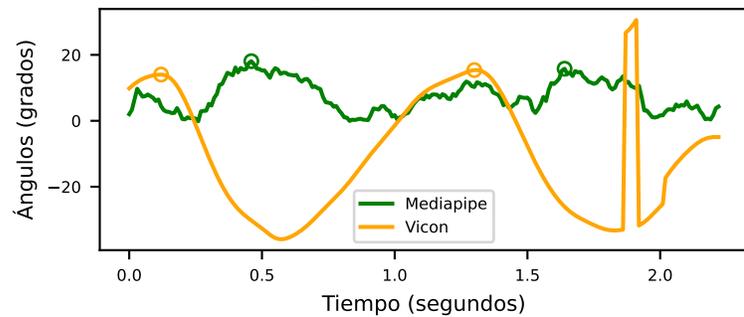
Tobillo Izquierdo [Sujeto 9 Marcha 4]



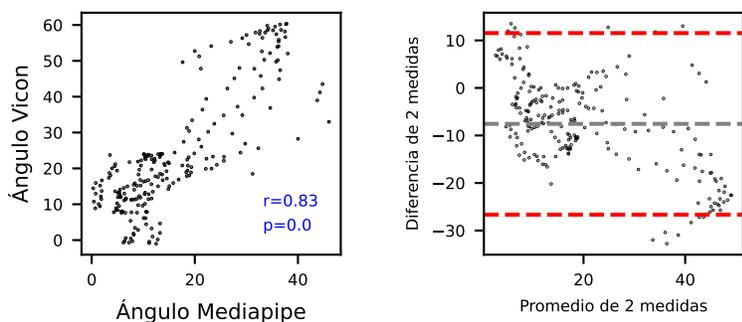
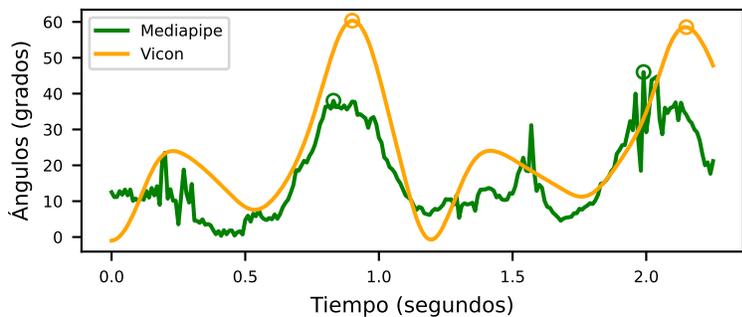
Cadera Derecha [Sujeto 9 Marcha 5]



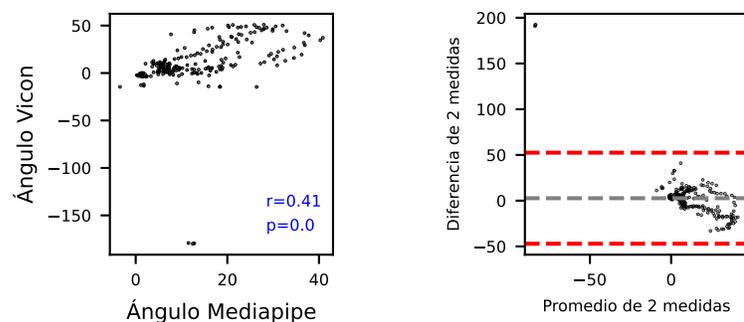
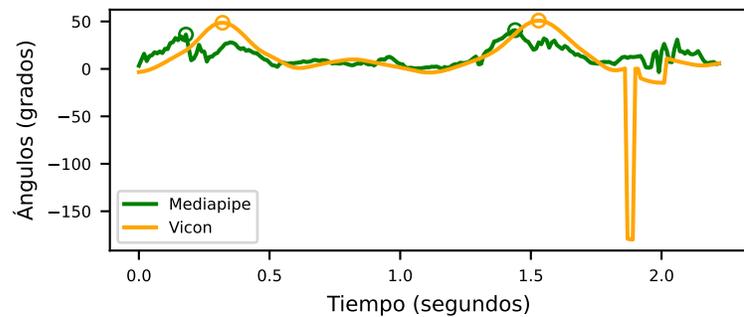
Cadera Izquierda [Sujeto 9 Marcha 5]



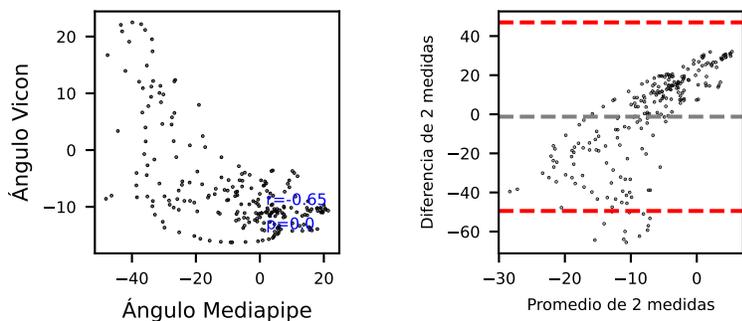
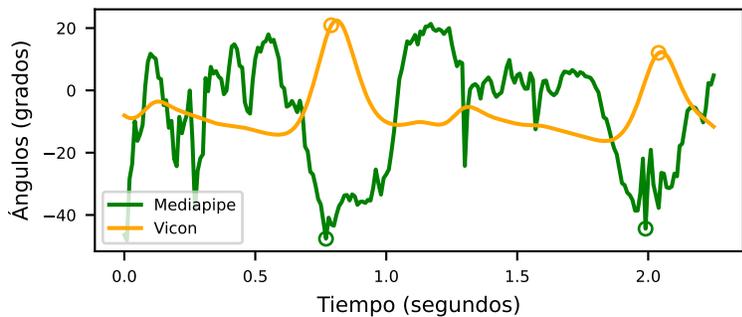
Rodilla Derecha [Sujeto 9 Marcha 5]



Rodilla Izquierda [Sujeto 9 Marcha 5]



Tobillo Derecho [Sujeto 9 Marcha 5]



Tobillo Izquierdo [Sujeto 9 Marcha 5]

