

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Efecto de la cadencia en los ángulos, momentos y fuerzas articulares en la práctica del ciclismo.

Autor: Gonzalo Moreno Costales

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

Ezequiel Martín Sosa

Dpto. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2024



Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

**Efecto de la cadencia en los ángulos,
momentos y fuerzas articulares en la práctica
del ciclismo.**

Autor:

Gonzalo Moreno Costales

Tutor:

Joaquín Ojeda Granja

Ezequiel Martín Sosa

Dpto. de Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2024

Proyecto Fin de Carrera: Efecto de la cadencia en los ángulos, momentos y fuerzas articulares en la práctica del ciclismo.

Autor: Gonzalo Moreno Costales

Tutor: Joaquín Ojeda Granja

Ezequiel Martín Sosa

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2024

El Secretario del Tribunal

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría agradecer a Joaquín y Ezequiel la oportunidad de realizar este trabajo, el cual me hizo mucha ilusión desde el primer momento y he disfrutado realizando. Gracias por dedicar vuestro tiempo a resolverme dudas en todo momento.

Una vez puedo dar por finalizado el grado debo de decir que ni yo mismo me sentía capaz de compaginarlo con la máxima exigencia en mi deporte, siendo esto lo que siempre he querido. Si he sido capaz de seguir compitiendo a mi mejor nivel estos años ha sido en gran parte a todas las personas que me han acompañado en este camino y cuyo cariño siempre era mayor a mi negatividad.

A mi madre, por escucharme y apoyarme con su infinita fe ciega en mí; a mi padre, por haberme hecho descubrir de lo que era capaz de llegar a ser con su exigencia; a mi hermana, por enseñarme a ver la cara “B” de la vida que tantas veces me ha costado y a mi hermano, por su constante sonrisa intacta y hacerme conocer lo que es realmente importante para ser feliz.

Además, no me quiero olvidar de mis amigos, que siempre han comprendido mis ausencias y apoyado sin juzgarme.

Por último, gracias a Germán e Isa, por escucharme durante tantas horas en el río y enseñarme que entre el blanco y el negro había una gran escala de grises.

Gonzalo Moreno Costales

Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales.

Sevilla, 2023.

Resumen

Este trabajo se ha desarrollado con el objetivo de estudiar el problema cinemático y dinámico que origina la aplicación de fuerzas por parte de un sujeto en una bicicleta a distintas cadencias de pedaleo. Para el desarrollo de este estudio es necesario realizar una medición de los movimientos de distintos puntos del sujeto. Para ello se ha desarrollado la medición siguiendo un protocolo establecido que requiere la medición y visualización precisa de todos los marcadores colocados en el cuerpo del sujeto. Es por esto por lo que, durante la realización de trabajos con gran similitud al realizado, el protocolo ha tenido que ser modificado en cuanto a la colocación de cámaras o marcadores se refiere.

El trabajo desarrollado tiene similitudes en cuanto al protocolo utilizado con otros realizados en la propia escuela. A partir del objetivo de analizar la cinemática y dinámica de distintos sujetos se han obtenido unos resultados que han permitido obtener valores de la cinemática, momentos y fuerzas articulares del sujeto. La variable que permite medir todos los datos mencionados anteriormente y el estudio posterior es la fuerza aplicada en los pedales por parte del sujeto. Para la obtención de las fuerzas aplicadas por el sujeto se utiliza un equipo de medición instalado en los pedales.

El protocolo mencionado anteriormente usa doce cámaras y dos videocámaras alrededor del sujeto que se encuentra en una bicicleta Orbea comercial en un rodillo y quince marcadores que están colocados en distintos puntos del tren inferior del sujeto, además de algunos otros colocados en la bicicleta y en los pedales de esta. Los sujetos son sometidos a grabaciones que se realizarán a distintas cadencias que son 60 rpm, 75 rpm y 90 rpm. Aumentando la resistencia a medida que se disminuye la cadencia de pedaleo. Tras tener todas las grabaciones realizadas, se toma la información de los pedales, se transfiere al ordenador y ahí comenzará el postprocesado de las grabaciones. Esto comenzará con el uso de un programa llamado Vicon Nexus y que permite obtener distintos archivos a utilizar en Matlab, para poder realizar finalmente un análisis estadístico con los resultados obtenidos mediante el programa IBM SPSS Statistics.

Los resultados obtenidos ponen de manifiesto que la variación de la cadencia tiene influencia en la dinámica en las fuerzas articulares mínimas promedios de la rotación interna de rodilla y abducción del tobillo. En la cinemática del pedaleo no se encuentra relación entre la variación de la cadencia y la evolución de las variables cinemáticas. Estos resultados dan lugar a concluir que el conocimiento de la relación entre la variación de la cadencia y las variables mencionadas permite enfocar otros posibles estudios acerca de la mejora del rendimiento deportivo y la recuperación de lesiones en dichas componentes como principal foco de actuación.

ÍNDICE

Agradecimientos	7
Resumen	8
Índice de Tablas	11
Índice de figuras	12
1 ESTADO DEL ARTE	14
2 OBJETIVO	16
3 METODOLOGÍA	17
3.1. EQUIPOS DE CAPTACIÓN Y MEDICIÓN DE FUERZAS	17
3.2. PROTOCOLO DE MARCADORES	19
3.3. PARTICIPANTES Y CONDICIONES DE ENSAYO	20
3.4. PROTOCOLO DE ACTUACIÓN EN EL LABORATORIO	21
3.5. POSTPROCESADO	23
3.6. ANÁLISIS 3D DE LA CINEMÁTICA	24
3.7. ANÁLISIS DINÁMICO	25
3.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	26
4 RESULTADOS	28
4.1. RESULTADOS CINEMÁTICOS	28
4.2. RESULTADOS DINÁMICOS	30
4.3. RESULTADOS ESTADÍSTICOS	35
5 CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN	39
BIBLIOGRAFÍA	40

Índice de Tablas

Tabla 4.1: Resultados análisis estadístico de la evolución de los ángulos máximos promedios.	35
Tabla 4.2: Resultados análisis estadístico de la evolución de los ángulos mínimos promedios.	36
Tabla 4.3: Resultados análisis estadístico de la evolución de los momentos máximos promedios.	36
Tabla 4.4: Resultados análisis estadístico de la evolución de los momentos mínimos promedios.	37
Tabla 4.5: Resultados análisis estadístico de la evolución de las fuerzas articulares máximas promedios.	37
Tabla 4.6: Resultados análisis estadístico de la evolución de las fuerzas articulares mínimas promedios.	38

Índice de figuras

Figura 3.1: Marcadores.	17
Figura 3.2: Cámaras utilizadas en el laboratorio.	18
Figura 3.3: (a) Sistemas de coordenadas en el pedal. (b) Eje de coordenadas y origen en el pedal derecho.	19
Figura 3.4: Disposición de los marcadores.	20
Figura 3.5: Hoja de datos de uno de los sujetos.	21
Figura 3.6: Hoja de tiempos de un sujeto.	22
Figura 3.7: Ángulos en la biela y sistema de coordenadas en el pedal.	26
Figura 4.1: Gráfica de evolución temporal de los ángulos articulares promedios de los seis sujetos a 60 rpm.	28
Figura 4.2: Gráfica de evolución temporal de los ángulos articulares promedios de los seis sujetos a 75 rpm.	29
Figura 4.3: Gráfica de evolución temporal de los ángulos articulares promedios de los seis sujetos a 90 rpm.	29
Figura 4.4: Comparación gráfica de la evolución temporal de los ángulos articulares promedios a 60, 75 y 90 rpm.	30
Figura 4.5: Gráficas de evolución de momentos promedios a 60 rpm.	31
Figura 4.6: Gráficas de evolución de momentos promedios a 75 rpm.	31
Figura 4.7: Gráficas de evolución de momentos promedios a 90 rpm.	32
Figura 4.8: Comparación gráfica de la evolución temporal de los momentos promedios a 60, 75 y 90 rpm.	32
Figura 4.9: Gráfica de evolución de fuerzas articulares promedios a 60rpm.	33
Figura 4.10: Gráfica de evolución de fuerzas articulares promedios a 75 rpm.	33
Figura 4.11: Gráfica de evolución de fuerzas articulares promedios a 90 rpm.	34
Figura 4.12: Comparación gráfica de la evolución temporal de las fuerzas articulares promedios a 60, 75 y 90 rpm.	34

1 ESTADO DEL ARTE

El estudio de la cinemática y dinámica mediante el empleo de análisis biomecánicos se ha desarrollado en la práctica deportiva con mayor frecuencia en los últimos años. El ciclismo es un deporte que tecnológicamente no para de evolucionar debido a ser muy físico y donde los resultados dependen en gran parte del rendimiento sobre la bicicleta. Al tener los ciclistas de élite un nivel muy elevado y por lo tanto parecido, para crear diferencias es necesario encontrar los métodos de entrenamiento más adecuados y mejorar en los detalles más mínimos en cada deportista. Cada persona tiene unas características antropológicas intrínsecas y la mejora del rendimiento deportivo recae en pequeños aspectos tales como una correcta alimentación, un gesto técnico correcto o el descanso entre entrenamientos. Estos aspectos permiten que en carreras muy largas y de varias etapas como las grandes vueltas se creen diferencias notables entre deportistas.

En el ciclismo de competición es posible diferenciar entre ciclismo en ruta, contrarreloj, en pista, de montaña, ciclocrós, trial, BMX y modalidades nuevas emergentes como el “gravel”. Esto hace que se estudien muchísimas características de los ciclistas de las cuales la más estudiada es la potencia debido a tratarse de un indicador clave y muy individualizado del rendimiento y características de cada ciclista. En los últimos años se encuentran distintas temáticas a analizar en la biomecánica que son tratadas en varios trabajos de investigación. Estos estudios se desarrollan en base a distinta potencia aplicada, distinta pendiente de subida en puertos de montaña o distinta cadencia entre otros. También se encuentran estudios acerca de la posición del ciclista en la bicicleta, de la potencia necesaria para subir un puerto de montaña según ciertos factores, del entrenamiento óptimo según las características del ciclista y un largo etcétera que convierte este deporte en uno muy interesante acerca del estudio del rendimiento deportivo.

El análisis de la cinemática en la práctica del ciclismo debe su desarrollo a las aplicaciones presentadas tanto a niveles clínicos como deportivos. Para llevar a cabo el análisis cinemático han sido desarrolladas diferentes metodologías, pero de todas las existentes la más aceptada por la comunidad científica es aquella que usa marcadores reflectantes y cámaras infrarrojas, conocida como videogrametría. El planteamiento del modelo para desarrollar las mediciones implica un gran uso de marcadores en el tren inferior de los sujetos, lo que permite limitar la posible pérdida de trayectoria de los marcadores en las grabaciones que se realizan. Un protocolo alternativo a todos estos es el uso del modelo estimador basado en el número mínimo de marcadores físicos. El “Plug-in-Gait” es un protocolo que usa un número mínimo de marcadores y tiene problemas a la hora de mostrar las trayectorias de algunos marcadores. La alternativa es usar un protocolo de marcadores que tenga en cuenta las especificaciones posturales del ciclismo y que sea cómodo para el participante. Con respecto a los trabajos que analizan la cinemática, cabe mencionar que los estudios existentes presentan los resultados como la evolución temporal de las variables cinemáticas durante el ciclo de pedaleo en el plano sagital. Fuera de este plano, los resultados son muy sensibles a posibles errores debido a la localización de los marcadores o alteraciones en la trayectoria de los marcadores. También es interesante el conocimiento de las fuerzas aplicadas en los pedales. Al igual que en la cinemática, muchos de los trabajos desarrollados analizan la dinámica solo en el plano sagital por ser en este plano donde ocurren los mayores movimientos y las mayores fuerzas son ejercidas [20, 31]. La resolución del problema dinámico inverso fuera del plano sagital presenta distintas dificultades entre las que se encuentran la necesidad de un análisis cinemático previo o la necesidad de conocer al menos tres componentes de la fuerza de reacción de pedaleo [33-35]. Aun así, existen trabajos que desarrollan el problema dinámico inverso fuera del plano sagital [19]. Los estudios que han sido desarrollados acerca de las fuerzas ejercidas muestran que los esfuerzos realizados por las articulaciones y los momentos en las articulaciones fuera del plano sagital pueden tener efectos negativos en el rendimiento de un sujeto.

Relativo a aquellos estudios que analizan cómo distintos parámetros del pedaleo pueden afectar a la cinemática y dinámica del ciclismo, destacan los siguientes estudios. Hay un estudio que desarrolla el efecto del pedaleo a distintas cadencias sobre los recursos atencionales. Este estudio

toma a veinticinco sujetos que pedalean a distintas cadencias y como resultados se obtienen que los sujetos que pedalean a cadencias no óptimas prestan menos atención a los estímulos externos (Akaiwa, M.; Iwata, K.; Saito, H.; Shibata, E.; Sasaki, T.; Sugawara, K. 2022). El siguiente estudio se desarrolla en base a cómo influye la posición del sillín y la cadencia en la eficiencia durante el pedaleo. Este estudio obtiene como resultados que la mayor eficiencia de pedaleo se consigue con una altura del sillín de 0.9 m, una distancia entre el sillín y la manivela de 0.06 m y una cadencia óptima de 90 rpm (Lee, J.; Park, K. 2021). En el desarrollo del siguiente trabajo se estudia la variación de las magnitudes electromiográficas en el tren inferior y en la cinemática del cuerpo entero a intensidades del ejercicio del 60%, 80% y 90%. Como resultados se obtienen que la dorsiflexión del tobillo y la flexión de la rodilla aumentan entre un 6% y un 9% a mayores intensidades. El codo aumenta su flexión un 39% entre el 60% y 90% de intensidad, mientras que la flexión lumbar y torácica aumenta un 7% a medida que aumenta la intensidad (Holliday, Wendy. 2023). Para la realización del próximo estudio los ciclistas pedalean a siete cadencias de pedaleo distintas y a tres intensidades distintas. Como resultados se obtiene que la variación en la cadencia tiene efectos sobre la potencia total en la cadera, la rodilla y el tobillo. Un aumento en la cadencia implica un aumento de la potencia en la articulación de la rodilla y un descenso de la potencia en la cadera, excepto si este incremento de la cadencia es inferior a 60 rpm. Además, la potencia en la cadera a una moderada intensidad, pero con una cadencia libre, es menor que la potencia a una intensidad y cadencia bajas (Aasvold, LO; Ettema G.; Skovereng, K. 2019). Existe un trabajo desarrollado donde a cadencias de 40 rpm y 70 rpm se pretende analizar la cinemática de las articulaciones, el trabajo mecánico de las articulaciones y la contribución al trabajo mecánico de las articulaciones. Como resultado se obtiene que aumenta la contribución del tobillo al trabajo mecánico al incrementar la cadencia de 40 rpm a 70 rpm (Bini, R.R.; Tamborindeguy, A.C.; Mota, C.B. 2010). Además, hay estudios interesados en la biomecánica de la rodilla desde el plano frontal y sagital, como en el siguiente estudio el cual se desarrolla a 60 rpm, 70 rpm, 80 rpm y 90 rpm y donde se obtiene que el incremento en la cadencia no tiene efectos en el momento de máxima abducción de la rodilla, pero sí en el momento de máxima flexión (Fang, Y.; Fitzhugh, E.C.; Crouter, S.E.; Gardner, J.K.; Zhang, S. 2016).

Como resultados destacables de los estudios mencionados anteriormente, es posible considerar distintas ideas que tengan relación con el estudio realizado en este trabajo. En primer lugar, se considera como resultados destacables aquellos obtenidos en el estudio donde se analiza la biomecánica de la rodilla desde el plano frontal y sagital. En este trabajo se observa que un incremento de la cadencia no tiene efectos en el momento de máxima abducción de la rodilla, pero sí en el momento de máxima flexión. En relación con el trabajo realizado en este caso, se puede también destacar la idea mencionada en uno de los estudios la cual concluye que un incremento de la cadencia implica una contribución del tobillo al trabajo mecánico ejercido por este. Por último, como resultado reseñable es posible destacar el considerado por el estudio donde los sujetos son sometidos a siete cadencias de pedaleo distintas y tres intensidades, donde se obtiene que un aumento en la cadencia implica un aumento de la potencia en la articulación de la rodilla y descenso de la potencia en la cadera, excepto si este incremento de la cadencia es inferior a 60 rpm.

2 OBJETIVO

El desarrollo del trabajo tiene como principal objetivo el estudio cinemático y dinámico de varios sujetos a tres cadencias de pedaleo distintas. Llevar a cabo estos estudios permite conocer las variables que se ven alteradas en el tren inferior del sujeto durante el pedaleo a distintas cadencias. El conocimiento de los valores de estas variables permite analizar estadísticamente los resultados obtenidos y llegar a distintas conclusiones acerca de cómo se ve afectado el pedaleo a cadencias distintas en el ciclismo.

3 METODOLOGÍA

El desarrollo de la metodología de trabajo comienza con el conocimiento de los equipos de captación de la cinemática y medición de fuerzas empleados para la realización del estudio, los cuales permiten obtener los datos necesarios para el desarrollo del trabajo. Una vez son conocidos estos equipos es necesario el conocimiento del protocolo de marcadores utilizados con los sujetos, que permiten analizar a los distintos participantes en este estudio. Tras conocer el protocolo previo al comienzo del estudio, en esta sección se explica la forma de trabajar en el laboratorio con los sujetos para posteriormente poder realizar el postprocesado y obtener los resultados correctos, para finalmente llevar a cabo un análisis estadístico de estos.

3.1. EQUIPOS DE CAPTACIÓN Y MEDICIÓN DE FUERZAS

Ha sido mencionado con anterioridad que el objetivo de este trabajo es el análisis cinemático y dinámico del movimiento durante el pedaleo de seis sujetos a tres cadencias de pedaleo distintas. Esta sección trata sobre los equipos de captación y medición que son necesarios para tal efecto.

La tecnología empleada consiste en el uso de marcadores y grabación la trayectoria de estos mediante el empleo de cámaras infrarrojas. Los marcadores mencionados son esféricos y están cubiertos con un material reflectante como se puede observar en la figura 3.1. Debido al empleo del material reflectante para cubrir los marcadores, estos reflejan la luz en la misma dirección de la que proviene y en este caso la luz procede de las cámaras infrarrojas colocadas en el laboratorio.



Figura 3.1: Marcadores. [30]

Las cámaras empleadas son un total de doce cámaras infrarrojas y dos videocámaras. Seis de las doce cámaras infrarrojas son modelo MXT010 de Vicon, las cuales son de alta resolución y tienen una frecuencia máxima de muestreo de 250 Hz. Estas cámaras están colocadas en la parte superior del laboratorio y su colocación no sufre ninguna modificación durante el estudio como se observa en la figura 3.2b. Las seis cámaras restantes son del modelo Bonita, también de la compañía Vicon, correspondientes con la figura 3.2c. Estas cámaras infrarrojas tienen una frecuencia máxima de muestreo de 100Hz. Todas las cámaras están orientadas y se encuentran rodeando a la zona donde los sujetos pedalean durante las grabaciones. La colocación de las cámaras permite que en todo momento al menos tres cámaras no pierdan la trayectoria de los marcadores.

Además de las cámaras de la compañía Vicon se emplean dos videocámaras de la compañía Basler correspondientes con la figura 3.2a. Estas cámaras son videocámaras digitales y de alta resolución. La finalidad de estas cámaras no es la grabación de la trayectoria de los marcadores sino obtener

una grabación de los sujetos pedaleando para poder verificar alteraciones que se hayan producido en la grabación y que más tarde puedan suponer un problema en el postprocesado de las grabaciones.

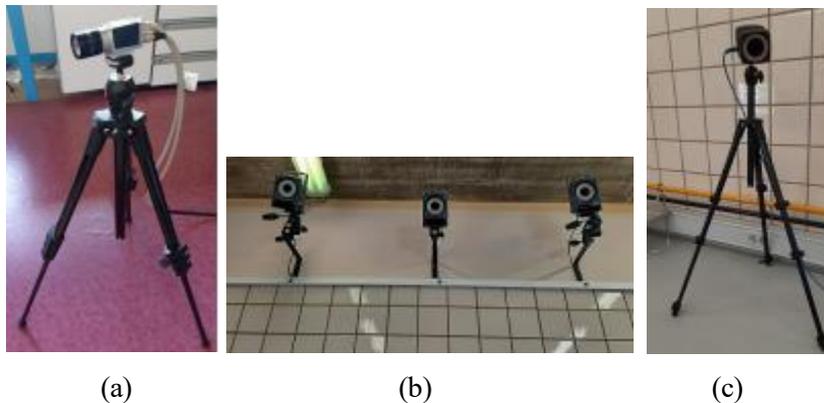


Figura 3.2: Cámaras utilizadas en el laboratorio. (a) Videocámara (b) Cámara modelo MXT010 (c) Cámara modelo Bonita [30]

Una vez se han tomado todas las grabaciones los datos deben de trasladarse a un ordenador que se encuentra en el laboratorio. Todos los datos de las doce cámaras infrarrojas y las dos videocámaras son sincronizados mediante una consola central llamada Giganet, también de la compañía Vicon. Esta consola tiene la función de enviar todos los datos de las distintas grabaciones al ordenador.

Además de los datos obtenidos de las grabaciones, entendiéndose por estos las trayectorias de los marcadores, para el postprocesado es necesario también el conocimiento de las fuerzas ejercida por los sujetos en los pedales. Para este estudio se ha desarrollado un procedimiento de medición de fuerzas que obtiene las tres componentes de fuerzas aplicadas a los pedales. Este procedimiento emplea un equipo de medición desarrollado por otro autor que pretende utilizar el mínimo número de galgas extensiométricas. El diseño está realizado con la intención de no afectar a la forma o tamaño del pedal para favorecer al desarrollo natural del pedaleo durante la realización del estudio, de manera que se minimicen las interferencias entre el sujeto y el equipo. El equipo de medición está colocado con finalidad de medir la fuerza tangencial directamente [30].

Para implementar la instrumentación en el pedal hay que decidir un sistema de coordenadas que defina las fuerzas que van a ser medidas. Esta definición del sistema de coordenadas es la misma tanto para el pedal izquierdo como el derecho debido al plano de simetría definido por el cuadro de la bicicleta. Las fuerzas definidas que van a ser medidas son la fuerza tangencial, aplicada en la dirección del eje X, debido a ser tangente a la trayectoria de la biela. La fuerza aplicada en la dirección Y es la fuerza radial, porque coincide con el eje de la biela. La componente de la fuerza en la dirección Z se llama fuerza lateral-medial, siendo el eje Z aquel que se encuentra en la dirección del eje del pedal tal y como se observa en la figura 3.3. Con la definición de estas componentes, el equipamiento está listo para estimar qué componente produce un torque efectivo que hace la biela rotar, siendo la fuerza tangencial esta componente. Con este sistema de coordenadas y las componentes de las fuerzas a medir establecidas, el siguiente paso es localizar un lugar óptimo para colocar las galgas extensiométricas y realizar simulaciones. Una vez son realizados distintos análisis y simulaciones, el lugar más apropiado para medir las direcciones radiales y tangenciales es en el eje del pedal a 90° .

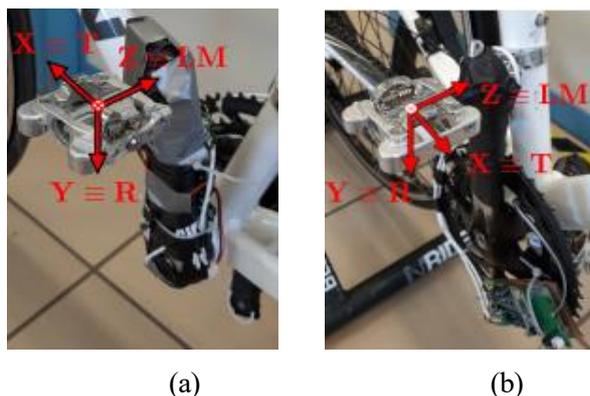


Figura 3.3: (a) Sistemas de coordenadas en el pedal. T= Dirección tangencial. LM= Dirección lateral-medial. R=Dirección radial. (b) Eje de coordenadas y origen en el pedal derecho T= Dirección tangencial. LM=Dirección lateral-medial R=Dirección radial [30]

El equipo de medición de fuerzas posee distintos componentes electrónicos en su composición. Cada vez que se toma una medición, todos los datos, tiempos, señales, ángulos de la biela con la vertical y número de vueltas son guardados en una tarjeta MicroSD, gracias al módulo SD integrado en la unidad. Para que esto suceda se montan distintos componentes electrónicos, los cuales son necesarios para un correcto funcionamiento del Arduino implementado, en un circuito impreso al cual se unen los cables que estaban conectados a las galgas. Esta tarjeta MicroSD permite transferir los datos al ordenador.

Una vez todo está montado y comprobado su correcto funcionamiento el equipo de medición de fuerzas está completo. Esto permite el desarrollo con total normalidad del estudio mediante un procedimiento explicado en apartados posteriores. Así como el postprocesado final que permite realizar el análisis cinemático y dinámico, principal objetivo de este trabajo.

3.2. PROTOCOLO DE MARCADORES

Como se ha mencionado anteriormente, el estudio está basado en la cinemática y dinámica del tren inferior del sujeto a distintas cadencias. El protocolo de marcadores que se presenta a continuación usa un número reducido de marcadores y se centra en el tren inferior del sujeto. Con este protocolo de marcadores se consigue que el tren inferior quede segmentado en pelvis, fémur izquierdo y derecho, tibia derecha e izquierda y pie derecho e izquierdo. Para pedalear se usaron zapatos con calas, por lo que, debido a la rigidez del zapato el pie se modela como un único sólido. El protocolo utilizado es aplicable a la práctica del ciclismo y está basado en el “Plug-in-Gait” [30]. La disposición de estos marcadores se puede visualizar en la figura 3.4.

Para la realización de dicho protocolo se utilizan tres marcadores en la pelvis. Dos marcadores, RPSI y LPSI se colocan en la parte posterior de las espinas ilíacas y el marcador restante, SACR, se coloca encima de la línea interglútea. Con esta distribución de los marcadores, al menos tres marcadores están colocados en la pelvis en una disposición no-colineal.

La disposición de los marcadores en el muslo y la tibia también difiere del “Plug-in-Gait”. En este caso el número de marcadores utilizados en cada miembro es el mismo, pero los marcadores no son colocados en la misma disposición. Al igual que el “Plug-in-Gait”, se utilizan dos marcadores por segmento. Para este protocolo, los marcadores de las zonas laterales o en las zonas adiposas del muslo y la tibia han sido eliminados. Esto se debe a la posibilidad de existencia de distintos errores en el rango de movimiento analizado. Esto causa que la búsqueda de las zonas en el muslo y la tibia sean más sencillas de detectar mediante el tacto y con mejores resultados tras la repetición de estudios, usando el trocánter mayor en lugar del muslo y la tuberosidad tibial en lugar de la espinilla. La disposición final de los marcadores es la siguiente: El muslo tiene un marcador

colocado en el trocánter mayor, los cuales son RGTC y LGTC, y otro más en el epicóndilo, RKNE y LKNE. En la espinilla, un marcador queda colocado en la tuberosidad tibial, RTIB y LTIB, y otro en el maléolo lateral, RANK y LANK.

El pie es considerado un único sólido en el que se colocan dos marcadores en total por pie, uno colocado en el calcáneo, RHEE y LHEE, y el otro colocado en el hueco entre falanges del primero y el segundo metatarso, RTOE y LTOE.

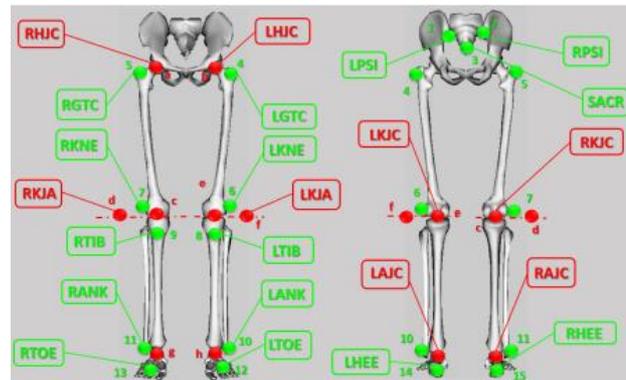


Figura 3.4: Disposición de los marcadores. [30]

En total, el número de marcadores físicos son quince, con este número no se alcanza el mínimo de tres marcadores por sólido, de siete sólidos, para determinar la posición y orientación de los sólidos en el espacio. Por lo que son utilizados ocho marcadores virtuales. De estos ocho marcadores dos son usados para determinar el centro de las caderas y otros dos son usados para calcular el centro de ambos tobillos. Los cuatro marcadores restantes definen el eje de rotación instantáneo de cada rodilla, dos marcadores por rodilla. Para estimar los centros de las caderas y del eje de rotación instantáneo de la rodilla se usan métodos funcionales, los cuales permiten la obtención de resultados más precisos e intrínsecos al participante analizado. El centro de la cadera se define utilizando el método funcional conocido como “Symmetrical Centre of Rotation Estimation”, SCoRE, y el eje instantáneo de rotación de la rodilla ha sido calculado utilizando otro método funcional denominado como “Symmetrical Axis of Rotation Approach”, SARA.

3.3. PARTICIPANTES Y CONDICIONES DE ENSAYO

En el estudio han participado seis sujetos. Estos sujetos han sido sometidos a distintas mediciones previas al estudio. Los sujetos no mostraban ninguna anomalía fisiológica reseñable que hubiese que tener en cuenta durante el estudio, por lo que ha sido posible su desarrollo sin realizar modificaciones. Estos sujetos han utilizado todos la misma bicicleta a las mismas cadencias de pedaleo (60 rpm, 75 rpm y 90 rpm) y factor-Q estándar.

Para el desarrollo del estudio el sujeto deberá de utilizar una vestimenta deportiva ajustada para evitar el movimiento relativo entre la piel y el tejido. Además, utilizará unas calas donde habrá también colocados unos marcadores. El sujeto utilizará una bicicleta comercial de la marca Orbea, la cual se encuentra colocada en un rodillo. La altura del sillín se establece siguiendo la metodología desarrollada por Holmes et al [36].

Estos equipos de medición permiten recopilar datos de los sujetos durante el pedaleo a 60 rpm, 75 rpm. y 90 rpm. La duración de cada grabación tiene una duración en torno a seis minutos. Durante los primeros minutos de grabación el sujeto se familiariza con la cadencia de pedaleo y se adapta a ella. Una vez el sujeto está adaptado a la cadencia de pedaleo comienzan las grabaciones con ciclos de pedaleo de diez segundos.

3.4. PROTOCOLO DE ACTUACIÓN EN EL LABORATORIO

La forma de trabajar en el laboratorio es un procedimiento establecido igual para todos los sujetos. Este procedimiento debe resultar cómodo y sencillo para el sujeto analizado, lo que facilitará un desarrollo correcto del estudio. Previo a comenzar con el estudio, es necesario colocar las cámaras en los lugares correspondientes, así como la bicicleta a utilizar. Para la realización del procedimiento el sujeto utiliza ropa ajustada que impida le existencia de movimientos relativos ente la ropa y la piel cuando se desarrolle el estudio, siendo esta ropa otorgada en el laboratorio. El método consta de diez pasos:

- El sujeto será sometido a una breve explicación de los procedimientos a realizar y del laboratorio en el que va a ser sometido al estudio. Tras esto, se le proporcionará una vestimenta deportiva ajustada para que se la coloque.
- El sujeto es sometido a las mediciones previas necesarias para la realización del estudio y se procede a comenzar con el protocolo de colocación de marcadores. Las mediciones tomadas a los sujetos son las siguientes: peso, altura, ancho de la rodilla, longitud de la rodilla y ancho del tobillo. Todo esto será apuntado en las hojas de datos del sujeto. La figura 3.5 muestra la hoja de datos de uno de los sujetos.

SESIÓN DE CAPTACIÓN		
• Nombre del sujeto:	Javier Jiménez Sánchez	
• Fecha:	06/03/2023	
• Modelo bici:	Orbea	
• Altura sillín óptima:	8.9	
• Descripción de la sesión:	Cadencia. Factor Q.	
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS SUJETO		
• Peso=	60 kg	
• Altura=	1.67 m	
	Derecha	Izquierda
Pierna	85.5 cm	86 cm
Rodilla	99.27 mm	101.52 mm
Tobillo	65.70 mm	65.46 mm

Figura 3.5: Hoja de datos de uno de los sujetos.

- Se procede a comenzar con las grabaciones. Para ello, se usará el software Vicon Nexus, donde cada sujeto tendrá una carpeta propia con las distintas grabaciones
- Previo al inicio de la realización de la grabación se lleva a cabo una sincronización de los dos pedales debido a que cada pedal monta un microcontrolador independiente.
- Tras quince segundos el sujeto puede subirse a la bicicleta y comenzar a pedalear. Se marca el ritmo al sujeto con un metrónomo y este se adapta al ritmo, que corresponderá con la cadencia necesaria para efectuar el estudio. Una vez el sujeto haya establecido correctamente el ritmo se puede comenzar la realización de las grabaciones.
- El estudio se basa en la realización de grabaciones de diez segundos espaciadas entre ellas unos diez segundos aproximadamente. En total para cada estudio se realizaron en torno a seis grabaciones. Los tiempos de las grabaciones se apuntan en una hoja como la mostrada en la figura 3.6.

CAPTACIÓN NÚMERO 1		
CONDICIONES DE LA CAPTACIÓN		
Versión sesión	V1	
Archivo en PC		
Factor Q	Q=0	
Cadencia	90 rpm	
Resistencia rodillo	Pequeña	
Plato	8 ^a	
Piñón		
Temperatura		
Potencia esperada	90 W	
Potencia real		
ACCIÓN		TIEMPO
Encendido Arduino izquierdo		0
Encendido Arduino derecho		12
Inicio sincronización		2:55
Final aplicación fuerzas		3:00
Sujeto sube a la bici		4:50
Sujeto engancha calas		5:08
Sujeto inicia pedaleo		5:10
Trial 1	Inicio	8:10
	Final	8:20
Trial 2	Inicio	8:30
	Final	8:40
Trial 3	Inicio	8:50
	Final	9:00
Trial 4	Inicio	
	Final	
Trial 5	Inicio	
	Final	

Figura 3.6: Hoja de tiempos de un sujeto.

- Una vez acabada las grabaciones de pedaleo, el sujeto se baja de la bicicleta.
- Se procede a realizar la calibración AGW y los protocolos SARA y SCORE. El protocolo AGW consiste en tomar un palo con ambas manos y en una posición similar a la de estar montado en una moto el sujeto será sometido a distintas grabaciones. El protocolo SARA el sujeto se mantendrá en una posición erguida con los pies separados a la altura de los hombros. El sujeto con la pierna extendida y apoyado sobre el palo mencionado anteriormente sobre la pierna contraria a la que se le va a realizar el protocolo efectuará un movimiento hacia delante, detrás, derecha e izquierda tres veces por lado partiendo de la posición inicial. El protocolo SCORE comienza con el sujeto en la misma posición que en el protocolo anterior, pero en este caso el sujeto realiza un leve movimiento de flexión desde la rodilla hacia detrás varias veces. En todos los protocolos el sujeto será sometido a grabación.
- Se realiza la calibración estática del sujeto
- El procedimiento para estudiar al sujeto finaliza. Los marcadores son retirados del sujeto, así como las calas usadas para el pedaleo durante el estudio. Tras esto, el sujeto ha finalizado de realizar el estudio y el siguiente paso es realizar el postprocesado de las grabaciones.

3.5. POSTPROCESADO

Para el postprocesado se utilizan los softwares Microsoft Excel, Vicon Nexus y Matlab. Microsoft Excel se utiliza como primer paso del postprocesado de las fuerzas en los pedales. Vicon Nexus se utiliza para procesar los datos cinemáticos. Matlab sirve para obtener los datos procedentes de los pedales a partir de los datos obtenidos de Microsoft Excel y para resolver el problema cinemático y dinámico. Dicho postprocesado puede comenzar cuando un sujeto tiene hecha todas sus grabaciones y medidas tomadas, por lo que el estudio del sujeto se da por finalizado. Cuando esto sucede se comienza a realizar el postprocesado.

El postprocesado comienza en el software Vicon Nexus. En este programa cada sujeto tiene su propio usuario creado, donde están todos sus datos. Los datos necesarios de cada sujeto para el postprocesado son: peso (Bodymass), altura (Height), ancho de la rodilla (RKneeWidth y LKneeWidth), longitud de la pierna (RLegLength y LLegLength) y ancho del tobillo (RAnkleWidth y LAnkleWidth). Para la primera parte del postprocesado se usa un protocolo definido para el tratamiento de estudios sobre ciclismo. Este protocolo permite que se tomen las grabaciones y de manera manual hacer que en las grabaciones no existan marcadores perdidos. Para ello, se realiza una revisión de cada “frame” de cada “trial” colocando cada marcador en su lugar en caso de no ser visualizado por la grabación. Cuando esta parte del postprocesado está finalizada se revisa que no exista ningún hueco en la trayectoria de los marcadores debido a pérdida de información. Una vez ha finalizado este proceso se exportan cada uno de los “trials”, lo que permite el tratamiento de los datos en el software Matlab más adelante.

Cuando las grabaciones son exportadas el postprocesado continúa mediante el empleo del software Microsoft Excel, en el que se obtendrán datos acerca de los tiempos de las grabaciones para usarlos posteriormente en Matlab. Además, se usan los archivos obtenidos de la tarjeta MicroSD que se encuentra colocada en el equipo de medición de fuerzas. El empleo de estos archivos en el software Matlab permite obtener como resultados el orden de los tiempos de las grabaciones tomadas durante el estudio. Estos datos permiten obtener las fuerzas aplicadas durante el estudio mediante el empleo del software Matlab, lo cual generará un archivo de datos que será utilizado posteriormente.

Una vez se obtiene este archivo de fuerzas, junto con los archivos obtenidos tras el postprocesado en Vicon Nexus ya están listos todos los archivos necesarios para finalizar el postprocesado de los datos de los sujetos. Estos archivos permiten que mediante el empleo de distintos “scripts” de Matlab se obtengan las gráficas y datos necesarios para realizar el posterior análisis estadístico de

los resultados. Algo para lo cual se utiliza el software IBM SPSS Statistics. Para la realización de este análisis estadístico se emplea un análisis de varianza (ANOVA) de un factor, tomando como factor la cadencia de pedaleo.

3.6. ANÁLISIS 3D DE LA CINEMÁTICA

El análisis de la cinemática de los sujetos durante el pedaleo permite conocer la variación existente en las variables cinemáticas durante el pedaleo.

Para la resolución del problema cinemático se utilizan técnicas de sistemas multicuerpos basados en un sistema coordinado dependiente cartesiano y parámetros de Euler como se muestra a continuación:

$$q_i = [x_i \ y_i \ z_i \ e_{0_i} \ e_{1_i} \ e_{2_i} \ e_{3_i}]^T = \begin{bmatrix} r_i \\ p_i \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

En esta ecuación q_i es el vector que describe la posición y la orientación del segmento i dada por la posición del origen del sólido o centro de gravedad, r_i , y para sus parámetros de Euler, p_i

Con el objetivo de mostrar la cinemática de las articulaciones durante el pedaleo es necesario el uso de las coordenadas relativas. Las coordenadas relativas son definidas con la orientación de un segmento relativo a otro. Estos ángulos relativos se expresan en el sistema de referencia proximal del cuerpo.

$$A(P_{rot}) = A(P_{parent})^{-1}A(P_{child}) \quad (3.2)$$

En la ecuación anterior $A(P_{rot})$ es la matriz que define la rotación relativa entre el padre, el más próximo, y el hijo, el más distante, segmentos de una articulación. $A(P_{parent})$ y $A(P_{child})$ son las rotaciones absolutas de los segmentos padre e hijo respectivamente. Las matrices $A(P_{parent})$ y $A(P_{child})$ se definen en parámetros de Euler como:

$$A = 2 \begin{pmatrix} e_{0_i}^2 + e_{1_i}^2 - 1/2 & e_{1_i}e_{2_i} - e_{0_i}e_{3_i} & e_{1_i}e_{3_i} + e_{0_i}e_{2_i} \\ e_{1_i}e_{2_i} - e_{0_i}e_{3_i} & e_{0_i}^2 + e_{2_i}^2 - 1/2 & e_{2_i}e_{3_i} - e_{0_i}e_{1_i} \\ e_{3_i}e_{1_i} + e_{0_i}e_{2_i} & e_{3_i}e_{2_i} - e_{0_i}e_{1_i} & e_{0_i}^2 - e_{3_i}^2 - 1/2 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

La matriz $A(P_{rot})$ en ángulos de Euler se define como:

$$A(P_{rot}) = \begin{pmatrix} \cos \varphi \cos \gamma + \sin \varphi \sin \theta \sin \gamma & \cos \gamma \sin \varphi \sin \theta - \cos \varphi \sin \gamma & \cos \theta \sin \varphi \\ \cos \theta \sin \gamma & \cos \theta \cos \gamma & -\sin \theta \\ \cos \varphi \sin \theta \sin \gamma - \cos \theta \sin \gamma & \sin \varphi \sin \gamma + \cos \varphi \cos \gamma \cos \theta & \cos \varphi \cos \theta \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

Siendo θ referido al ángulo rotado en el plano frontal, φ al ángulo rotado en el plano sagital y γ el ángulo rotado en el plano transversal. La secuencia de rotación es la siguiente: En primer lugar, la rotación en el plano sagital (φ), en segundo lugar, la rotación en el plano frontal (θ) y finalmente la rotación en el plano transversal (γ). Los valores de los ángulos se obtienen de las siguientes ecuaciones:

$$\theta = \arctan \frac{-a_{23}}{\sqrt{a_{21}^2 + a_{22}^2}} \quad (3.5)$$

$$\varphi = \arctan \frac{a_{13}}{a_{33}} \quad (3.6)$$

$$\gamma = \arctan \frac{a_{21}}{a_{22}} \quad (3.7)$$

Siendo los valores a_{ij} los componentes de la matriz $A(P_{rot})$.

Una vez todos estos valores son conocidos se pueden obtener los resultados del análisis cinemático a distintas cadencias y realizar un posterior análisis estadístico.

3.7. ANÁLISIS DINÁMICO

El análisis dinámico de los sujetos permite obtener los valores de las fuerzas y momentos ejercidos por las distintas articulaciones y segmentos corporales. Una vez se hayan obtenido estos resultados se puede analizar la variabilidad existente en cada uno de los valores para realizar un posterior análisis estadístico.

El problema dinámico inverso se resuelve utilizando vectores dinámicos basados en las ecuaciones de Newton-Euler, que son las siguientes:

$$\sum_j \vec{F}_j = m\vec{a}_c \quad (3.8)$$

$$\sum_k \vec{M}_k + \sum_j \vec{u}_j \times \vec{F}_j = \frac{d\vec{L}}{dt} \quad (3.9)$$

La ecuación 3.8 muestra que el sumatorio de las fuerzas aplicadas en el sólido es igual a producto de la masa del sólido por la aceleración del centro de masas. La ecuación 3.9 muestra que el sumatorio de torques aplicados en el sólido más el momento producido por las fuerzas aplicado en el sólido con respecto al centro de masas es igual a la derivada del momento cinético con respecto al centro de masas. El momento cinético con respecto al centro de masas se obtiene como el producto del tensor de inercia y la velocidad angular del sólido, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\vec{L} = \vec{I}_c \vec{\omega} \quad (3.10)$$

Para la resolución de este problema se divide el tren inferior del cuerpo en distintos segmentos. En estos segmentos hay distintas fuerzas y momentos aplicados. El proceso de resolución del problema comienza en el pie y continúa por la pierna hasta llegar a la pelvis. Conocidas las fuerzas y momentos a las que cada sólido está sujeto las ecuaciones 3.8 y 3.9 quedan de la siguiente forma:

$$F = ma_c \quad (3.11)$$

$$\vec{M} = \vec{I}_c \vec{\alpha} + \vec{\omega} \times (\vec{I}_c \vec{\omega}) \quad (3.12)$$

La ecuación 3.12 se resuelve en el sistema de coordenadas local del segmento para que el tensor de inercia (\vec{I}_c) sea constante. Además, este se encuentra expresado en los ejes principales de inercia, que hace que las componentes que no son de la diagonal principal tengan valor cero, lo

cual causa que $\bar{\omega} \times (\bar{I}_c \bar{\omega})$ sea cero. En las ecuaciones superiores F y M se calculan como:

$$F = F_p + F_D + F_g \quad (3.13)$$

$$\bar{M} = \bar{M}_p + \bar{M}_D + (r_p \times \bar{F}_p) + (r_D \times \bar{F}_D) \quad (3.14)$$

Siendo F_D y M_D la fuerza y momento en el extremo distal de un sólido, F_p y M_p la fuerza y momento en el extremo proximal y F_g la fuerza de la gravedad. Además r_D es la distancia entre el centro de masas y el extremo distal, excepto en el pie que es la distancia entre el centro de masas del propio sólido y el punto de aplicación de fuerza en los pedales. r_p es la distancia entre el centro de masas del sólido y el extremo proximal. Además, cabe mencionar que las fuerzas y momentos conocidos son F_D , \bar{M}_D y F_g . Mientras que las fuerzas y momentos desconocidos son F_p y \bar{M}_p .

Las fuerzas obtenidas en los pedales están en función del sistema de referencia fijo de la biela y mediante el uso del ángulo que forma la biela con la vertical se transforma al sistema global tal y como se observa en la figura 3.7. Una vez todas las fuerzas y momentos son conocidos se pueden obtener los resultados del análisis dinámico a distintas cadencias y realizar un posterior análisis estadístico.

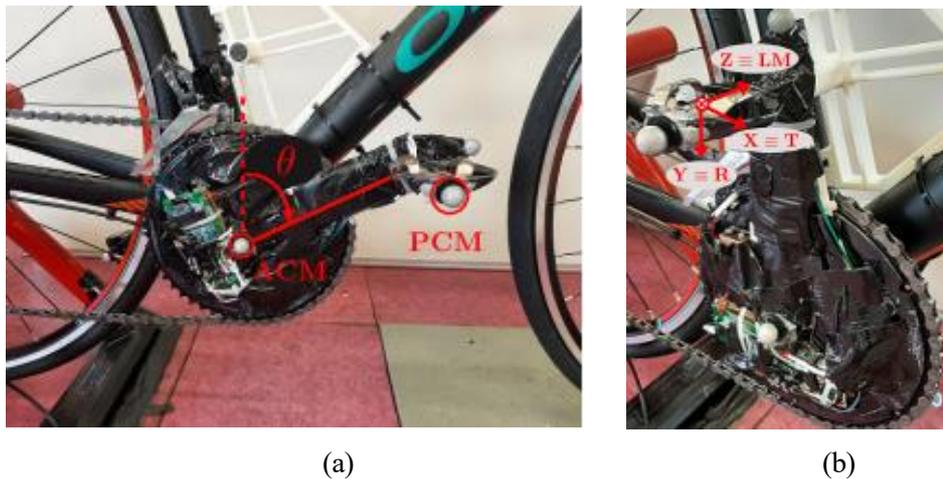


Figura 3.7: Ángulos en la biela y sistema de coordenadas en el pedal. (a) Ángulo de la biela con la vertical (b) Eje de coordenadas y origen en el pedal derecho T= Dirección tangencial LM= Dirección lateral-medial R=Dirección radial. [30]

3.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico es la interpretación de los datos que se pueden obtener de una investigación. El análisis de varianza (ANOVA) de un factor es un método estadístico para examinar las diferencias en las medias de tres o más grupos. El análisis de varianza de un factor se emplea cuando tenemos una única variable dependiente y el objetivo es investigar si las variaciones de ese factor tienen un efecto medible sobre una variable dependiente.

El análisis de la varianza de un factor es un método estadístico para probar la hipótesis nula de que tres o más medias poblacionales son iguales frente a la hipótesis alternativa de que al menos una de las medias es diferente. En este caso la hipótesis nula es que la cadencia no influye en las variables cinemáticas y dinámicas durante el pedaleo. La hipótesis alternativa es que la cadencia sí influye en el valor de estas variables.

Para este caso se utilizará los tres valores de la cadencia como variable dependiente. Las medias

que se utilizarán serán las de las variables de flexión, abducción y rotación interna de cadera, rodilla y tobillo en los seis sujetos analizados.

La aplicación que se utilizará para realizar el análisis de la varianza de un factor será IBM SPSS Statistics. Esta aplicación determinará unos resultados para los datos importados. La interpretación de los resultados depende del nivel de significancia. En el caso de que el nivel de significancia sea menor de 0.05 las diferencias de medias entre grupos son estadísticamente significativas y por lo tanto existe una influencia del valor de la cadencia en las variables.

4 RESULTADOS

Esta sección muestra todos los resultados obtenidos tanto del análisis cinemático como del análisis dinámico.

4.1. RESULTADOS CINEMÁTICOS

Para la representación de los resultados cinemáticos se muestran cuatro figuras que son la 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4. En las tres primeras figuras se puede ver representada la evolución promedio en los seis sujetos analizados de los ángulos articulares. La figura 4.4 representa una comparación de las gráficas obtenidas con las distintas cadencias. Esta evolución se puede producir en el plano sagital que se denomina flexión, en el plano frontal que se denomina abducción o en el plano transversal que se denomina rotación interna.

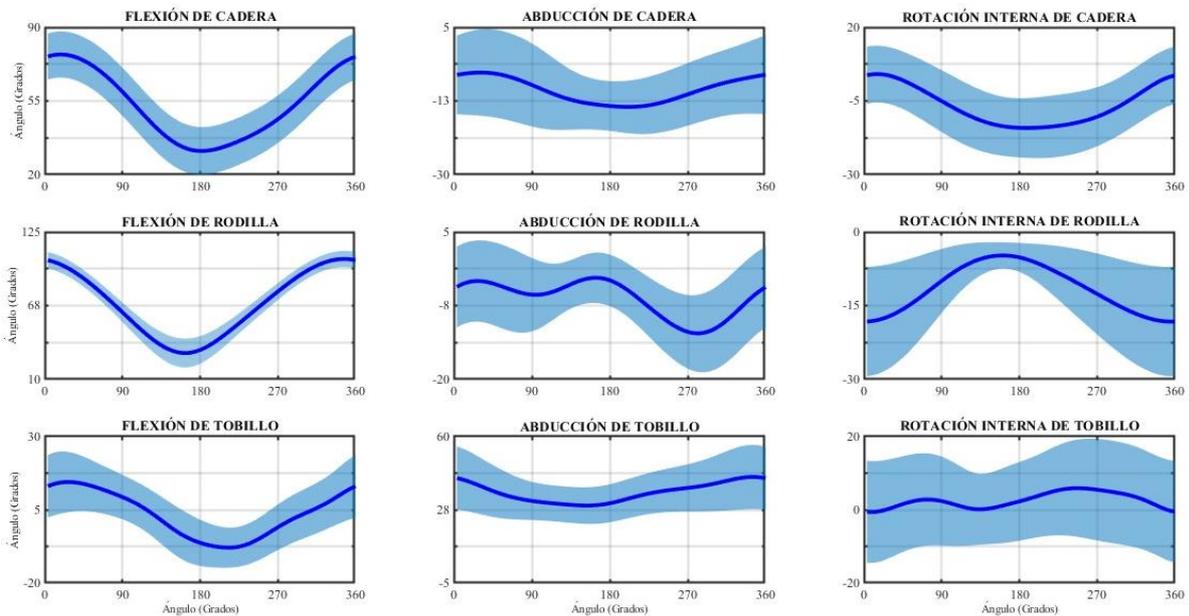


Figura 4.1: Gráfica de evolución temporal de los ángulos articulares promedios de los seis sujetos a 60 rpm.

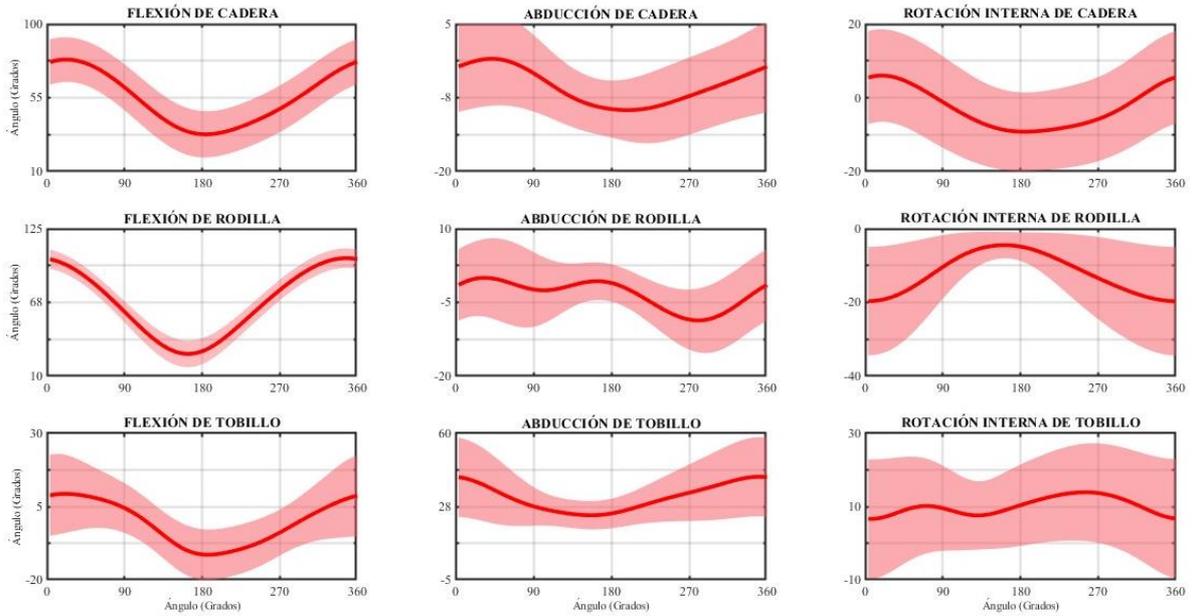


Figura 4.2: Gráfica de evolución temporal de los ángulos articulares promedios de los seis sujetos a 75 rpm.

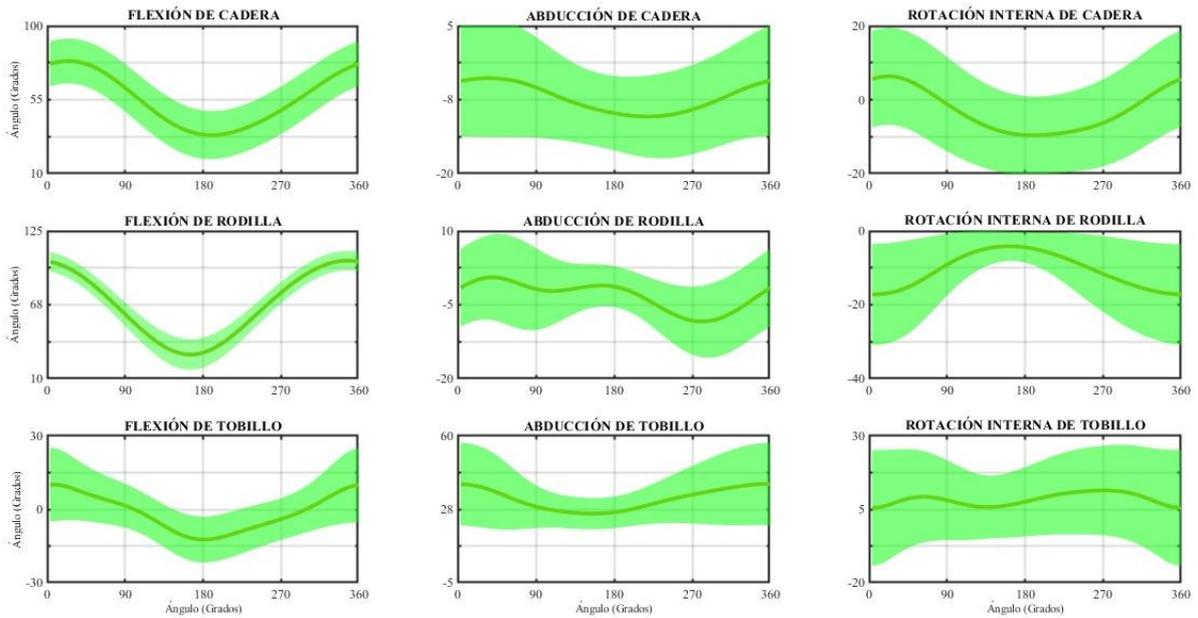


Figura 4.3: Gráfica de evolución temporal de los ángulos articulares promedios de los seis sujetos a 90 rpm.

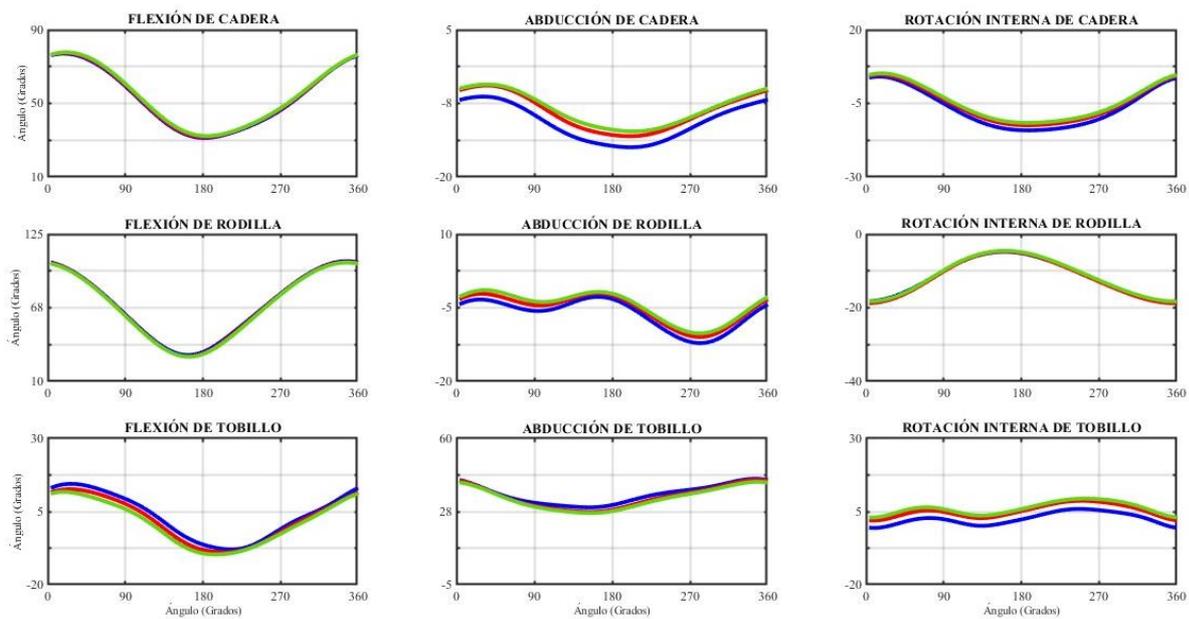


Figura 4.4: Comparación gráfica de la evolución temporal de los ángulos articulares promedio a 60, 75 y 90 rpm.

Con respecto a los resultados que se pueden observar visualmente se puede mencionar que existe gran similitud entre la evolución temporal a las distintas cadencias en todas las gráficas representadas. Aun así, se puede considerar que las gráficas que presentan mayor similitud son las que representan la evolución en la flexión de cadera, flexión de rodilla, rotación interna de cadera, rotación interna de rodilla y abducción de tobillo. En la abducción de cadera, abducción de rodilla y rotación interna de tobillo se puede observar que, a pesar de la similitud en la evolución temporal, los valores correspondientes a la cadencia de 60 rpm son ligeramente menores a los de 75 y 90 rpm. También cabe mencionar que en la flexión de tobillo ocurre lo contrario, debido a ser los valores de 60 rpm superiores a los de 75 y 90 rpm.

4.2. RESULTADOS DINÁMICOS

Los resultados del análisis dinámico de los sujetos contemplan los promedios de los momentos y fuerzas ejercidas por los distintos segmentos y articulaciones de las seis personas estudiadas. Las figuras 4.5, 4.6 y 4.7 muestran la evolución temporal promedio de los momentos de fuerza ejercidos a 60 rpm., 75 rpm y 90 rpm. La figura 4.8 representa una comparación gráfica de los momentos de fuerza obtenidos a las distintas cadencias.

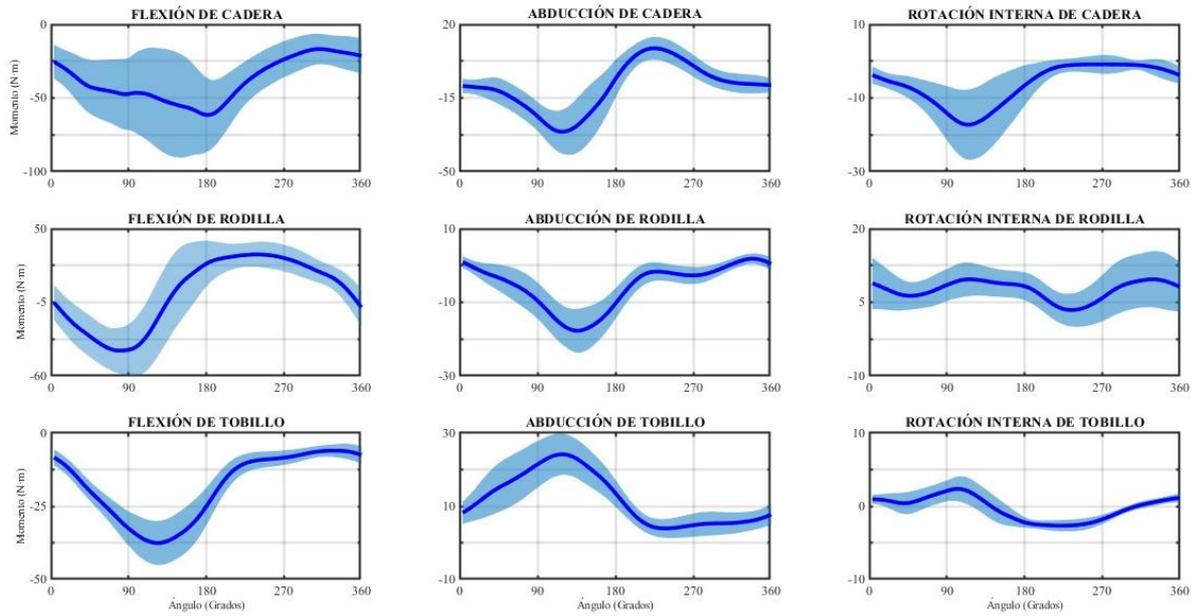


Figura 4.5: Gráficas de evolución de momentos promedios a 60 rpm.

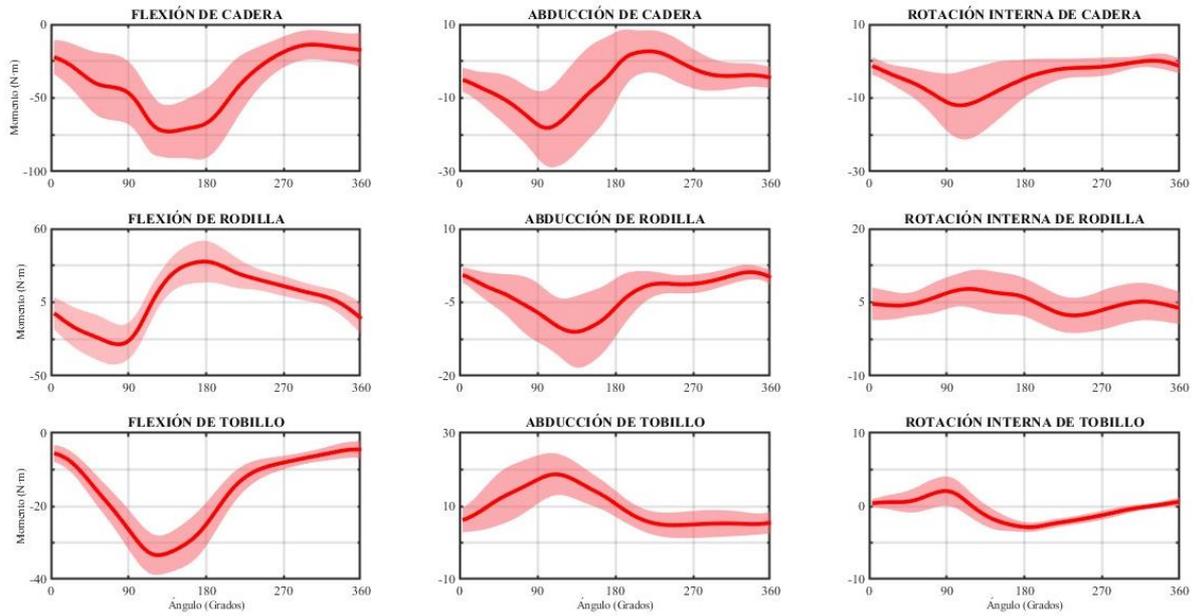


Figura 4.6: Gráficas de evolución de momentos promedios a 75 rpm.

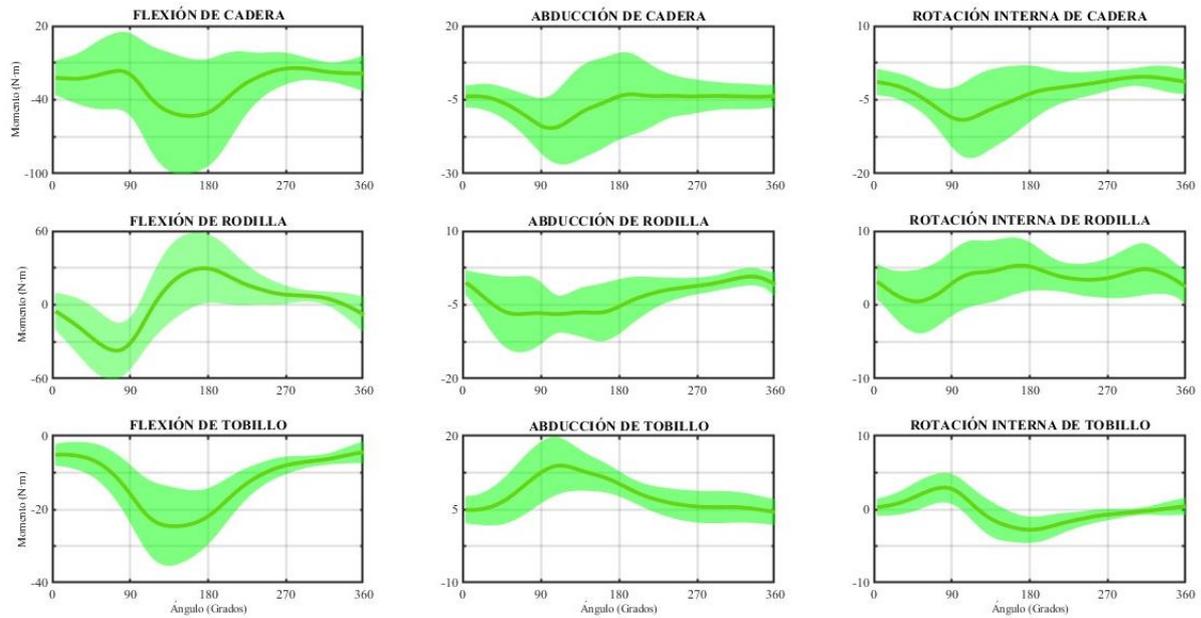


Figura 4.7: Gráficas de evolución de momentos promedios a 90 rpm.

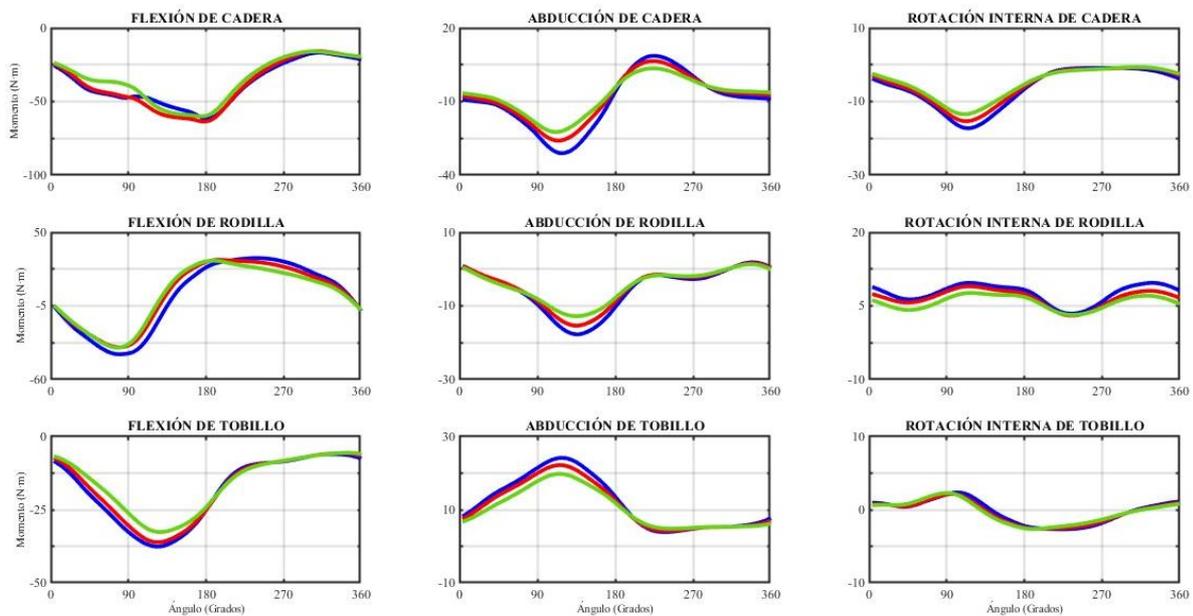


Figura 4.8: Comparación gráfica de la evolución temporal de los momentos promedios a 60, 75 y 90 rpm.

Una vez se muestran las distintas gráficas de evolución temporal de los momentos se puede determinar que en cuanto a los momentos máximos se alcanzan valores mayores considerablemente en la flexión de rodilla a 60, 75 y 90 rpm mientras que se obtienen resultados menores considerablemente en los valores de flexión de tobillo a 60, 75 y 90 rpm. Por otra parte, se puede observar que con respecto a los momentos mínimos promedios se alcanzan valores menores en flexión de cadera y rodilla a 60, 75 y 90 rpm. También cabe mencionar que la evolución temporal en las tres cadencias está representada por gráficas similares en todas las variables, algo que se puede visualizar en la figura 4.8, la cual compara las tres gráficas anteriores.

A continuación, se presentan las figuras 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12 las cuales son gráficas que representan la evolución temporal de las fuerzas articulares promedio ejercida por los sujetos a 60 rpm., 75 rpm y 90 rpm, junto con una gráfica comparativa de las tres cadencias.

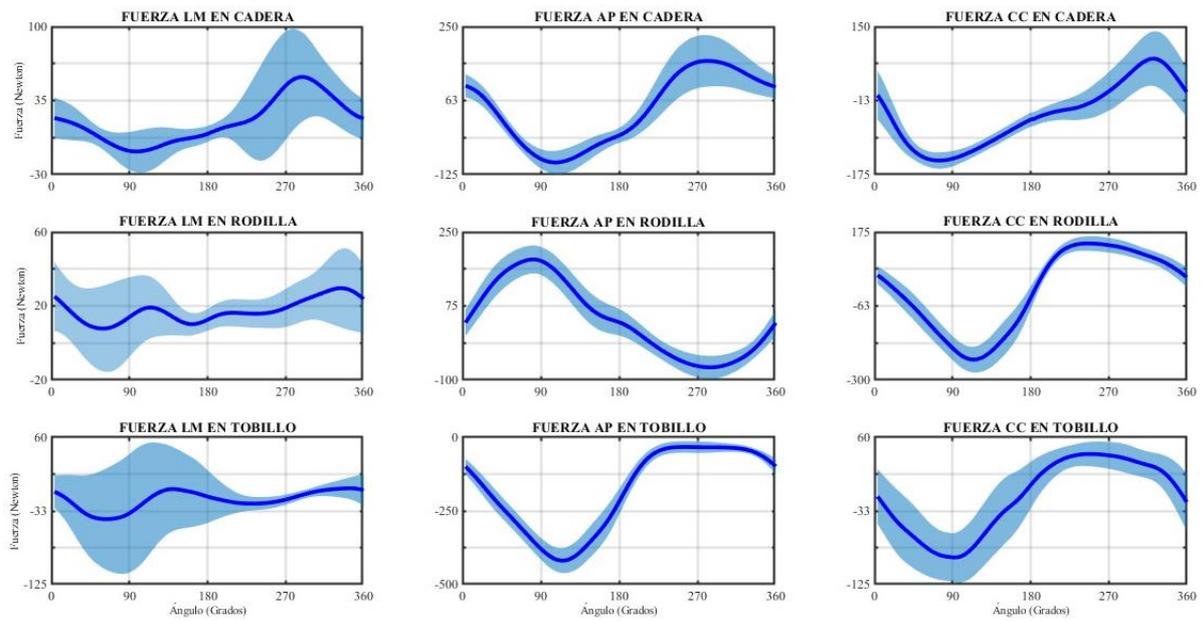


Figura 4.9: Gráfica de evolución de fuerzas articulares promedio a 60rpm. Abreviatura: LM= Lateral medial. AP= Anteroposterior. CC=Craneocaudal.

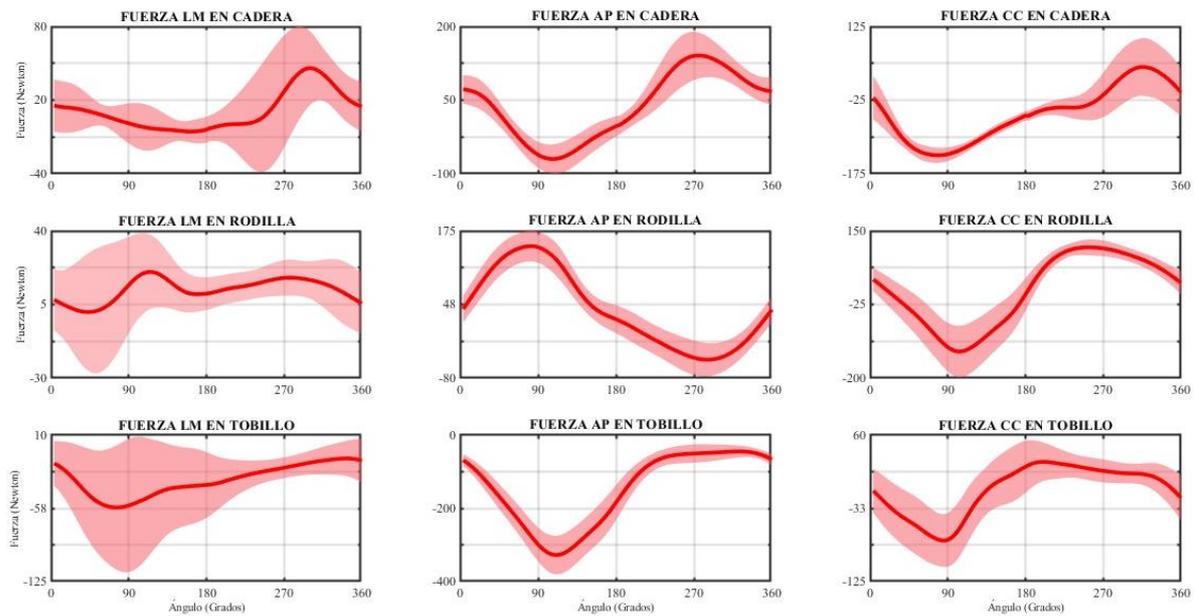


Figura 4.10: Gráfica de evolución de fuerzas articulares promedio a 75 rpm. Abreviatura: LM= Lateral-medial. AP= Anteroposterior. CC=Craneocaudal.

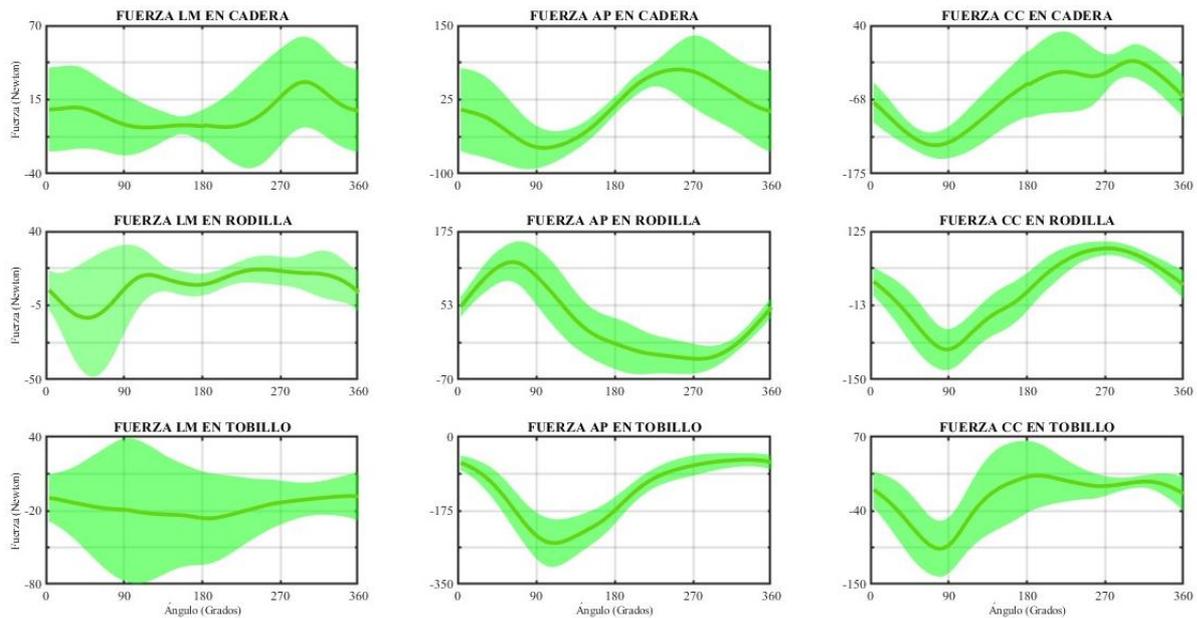


Figura 4.11: Gráfica de evolución de fuerzas articulares promedio a 90 rpm. Abreviatura: LM= Lateral-medial. AP= Anteroposterior. CC=Craneocaudal.

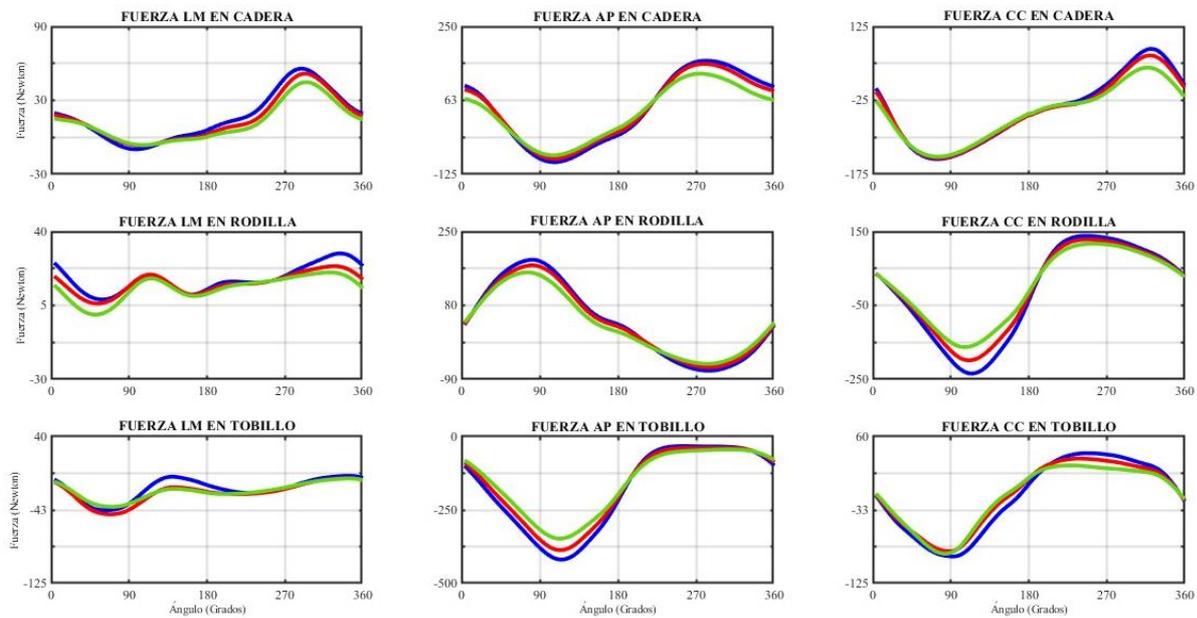


Figura 4.12: Comparación gráfica de la evolución temporal de las fuerzas articulares promedio a 60, 75 y 90 rpm. Abreviatura: LM= Lateral-medial. AP= Anteroposterior. CC=Craneocaudal.

Estas gráficas representan la evolución temporal de las fuerzas, las cuales se ejercen en la dirección lateral-medial en el movimiento de flexión, en la dirección anteroposterior en el movimiento de abducción y en la dirección craneocaudal en el movimiento de rotación interna.

En la figura 4.12 se puede visualizar la evolución de las fuerzas articulares promedio en las tres cadencias estudiadas. Estas gráficas permiten comparar la evolución de las distintas fuerzas a 60, 75 y 90 rpm. Se puede destacar que las gráficas son similares, pudiendo resaltar que los valores

máximos de las fuerzas articulares son superiores en la fuerza en la dirección lateral-medial ejercida en la cadera, la rodilla y el tobillo a 60 rpm sobre el resto de las cadencias, algo que también ocurre en la fuerza ejercida en la dirección anteroposterior en la cadera y la rodilla y la fuerza ejercida en la dirección craneocaudal en la cadera. Por último, cabe destacar como los valores de las fuerzas articulares mínimos a 60 rpm son menores al resto de las cadencias en la fuerza ejercida en dirección anteroposterior en el tobillo, así como la fuerza ejercida en dirección craneocaudal en la rodilla y el tobillo.

4.3. RESULTADOS ESTADÍSTICOS

Para la realización del análisis estadístico se utilizan las tablas 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 y 4.6 en las cuales se muestran en las medias y las desviaciones de las variables a distintas cadencias. Con estas tablas se realiza un análisis de la varianza de un factor. Los resultados del análisis permiten determinar si las variaciones de cadencia tienen un efecto medible sobre la flexión, abducción o rotación interna de la rodilla, cadera o tobillo. La significancia es el valor que permite determinar estos resultados. Se considera que dos variables están relacionadas cuando la significancia es menor a 0.05.

	60 rpm	75 rpm	90 rpm	Significancia
FLEXIÓN CADERA	75.43 ± 15.67	76.77 ± 13.39	78.66 ± 13.57	0.453
ABDUCCIÓN CADERA	-2.31 ± 6.81	-3.62 ± 6.31	-4.93 ± 7.19	0.615
ROT.INTERNA CADERA	4.14 ± 13.10	4.38 ± 11.96	6.43 ± 13.03	0.623
FLEXIÓN RODILLA	101.12 ± 7.97	101.72 ± 7.83	101.88 ± 7.52	0.765
ABDUCCIÓN RODILLA	2.40 ± 6.09	1.72 ± 6.36	2.73 ± 7.52	0.885
ROT.INTERNA RODILLA	-3.71 ± 3.59	-3.82 ± 3.58	-4.02 ± 4.04	0.530
FLEXIÓN TOBILLO	11.77 ± 11.00	9.23 ± 11.73	11.23 ± 14.32	0.583
ABDUCCIÓN TOBILLO	38.42 ± 16.73	37.88 ± 15.59	39.24 ± 18.27	0.992
ROT.INTERNA TOBILLO	15.03 ± 15.09	14.35 ± 14.34	12.76 ± 15.26	0.681

Tabla 4.1: Resultados análisis estadístico de la evolución de los ángulos máximos promedios.

	60 rpm	75 rpm	90 rpm	Significancia
FLEXIÓN CADERA	29.98 ± 16.19	31.11 ± 14.07	33.39 ± 14.56	0.971
ABDUCCIÓN CADERA	-13.55 ± 4.36	-12.84 ± 4.28	-13.32 ± 5.52	0.958
ROT.INTERNA CADERA	-10.66 ± 10.37	-11.03 ± 9.99	-9.83 ± 10.54	0.945
FLEXIÓN RODILLA	25.04 ± 12.25	27.33 ± 10.88	28.70 ± 11.81	0.309
ABDUCCIÓN RODILLA	-10.19 ± 6.81	-10.08 ± 5.69	-8.76 ± 6.95	0.350
ROT.INTERNA RODILLA	-16.85 ± 12.92	-16.94 ± 12.82	-17.28 ± 13.60	0.541
FLEXIÓN TOBILLO	-11.12 ± 7.13	-11.93 ± 8.60	-12.65 ± 9.31	0.201
ABDUCCIÓN TOBILLO	22.10 ± 7.50	22.82 ± 6.86	24.75 ± 7.28	0.165
ROT.INTERNA TOBILLO	-0.04 ± 10.50	1.50 ± 10.19	-1.22 ± 13.27	0.285

Tabla 4.2: Resultados análisis estadístico de la evolución de los ángulos mínimos promedios.

	60 rpm	75 rpm	90 rpm	Significancia
FLEXIÓN CADERA	-5.98 ± 8.63	-7.50 ± 10.83	-1.24 ± 24.12	0.606
ABDUCCIÓN CADERA	8.82 ± 4.83	5.61 ± 4.93	3.25 ± 7.77	0.105
ROT.INTERNA CADERA	1.35 ± 2.00	1.50 ± 1.75	1.22 ± 2.37	0.889
FLEXIÓN RODILLA	40.61 ± 10.53	37.15 ± 10.53	35.24 ± 18.11	0.883
ABDUCCIÓN RODILLA	2.75 ± 1.25	2.27 ± 1.32	2.22 ± 1.48	0.796
ROT.INTERNA RODILLA	11.06 ± 3.08	9.01 ± 3.41	7.70 ± 2.90	0.422
FLEXIÓN TOBILLO	-4.09 ± 1.70	-3.84 ± 2.42	-3.17 ± 3.04	0.441
ABDUCCIÓN TOBILLO	23.53 ± 6.91	18.91 ± 5.97	14.72 ± 5.31	0.786
ROT.INTERNA TOBILLO	3.29 ± 1.03	2.37 ± 1.48	3.16 ± 1.85	0.737

Tabla 4.3: Resultados análisis estadístico de la evolución de los momentos máximos promedios.

	60 rpm	75 rpm	90 rpm	Significancia
FLEXIÓN CADERA	-86.04 ± 17.47	-81.64 ± 11.46	-66.14 ± 26.37	0.109
ABDUCCIÓN CADERA	-29.82 ± 8.91	-18.73 ± 8.64	-16.88 ± 11.16	0.889
ROT.INTERNA CADERA	-17.37 ± 10.41	-11.62 ± 7.49	-9.88 ± 6.68	0.092
FLEXIÓN RODILLA	-43.40 ± 12.87	-30.28 ± 9.52	-39.06 ± 21.63	0.418
ABDUCCIÓN RODILLA	-18.53 ± 5.97	-13.68 ± 5.89	-13.01 ± 3.90	0.908
ROT.INTERNA RODILLA	0.41 ± 2.65	0.68 ± 2.43	-0.80 ± 3.65	0.503
FLEXIÓN TOBILLO	-41.64 ± 6.34	-33.65 ± 4.63	-25.74 ± 9.06	0.547
ABDUCCIÓN TOBILLO	2.57 ± 2.72	3.50 ± 2.55	3.71 ± 2.33	0.862
ROT.INTERNA TOBILLO	-3.03 ± 0.67	-3.10 ± 0.44	-3.05 ± 1.46	0.830

Tabla 4.4: Resultados análisis estadístico de la evolución de los momentos mínimos promedios.

	60 rpm	75 rpm	90 rpm	Significancia
FLEXIÓN CADERA	42.06 ± 11.74	34.22 ± 14.05	30.72 ± 11.03	0.514
ABDUCCIÓN CADERA	60.36 ± 22.00	54.16 ± 25.65	43.94 ± 27.72	0.744
ROT.INTERNA CADERA	127.04 ± 16.42	116.17 ± 15.42	98.09 ± 9.87	0.145
FLEXIÓN RODILLA	43.60 ± 19.70	31.74 ± 18.33	39.40 ± 32.11	0.680
ABDUCCIÓN RODILLA	114.18 ± 26.79	73.04 ± 23.14	73.83 ± 39.10	0.549
ROT.INTERNA RODILLA	5.33 ± 17.62	-10.49 ± 18.59	-31.62 ± 16.06	0.188
FLEXIÓN TOBILLO	9.50 ± 25.18	-2.28 ± 18.91	7.66 ± 30.17	0.889
ABDUCCIÓN TOBILLO	-21.67 ± 15.99	-35.78 ± 15.53	-48.00 ± 11.09	0.090
ROT.INTERNA TOBILLO	43.82 ± 14.30	33.12 ± 16.42	33.02 ± 24.26	0.507

Tabla 4.5: Resultados análisis estadístico de la evolución de las fuerzas articulares máximas promedios.

	60 rpm	75 rpm	90 rpm	Significancia
FLEXIÓN CADERA	-8.60 ± 14.30	-9.29 ± 15.40	-22.76 ± 25.66	0.632
ABDUCCIÓN CADERA	-196.97 ± 28.12	-151.40 ± 22.24	-130.59 ± 27.29	0.274
ROT.INTERNA CADERA	-240.07 ± 47.54	-139.46 ± 57.44	-101.29 ± 36.36	0.648
FLEXIÓN RODILLA	-20.61 ± 11.88	-15.25 ± 7.23	-10.36 ± 4.55	0.359
ABDUCCIÓN RODILLA	-65.53 ± 18.33	-56.01 ± 14.14	-49.18 ± 23.90	0.800
ROT.INTERNA RODILLA	-386.04 ± 38.22	-296.46 ± 49.42	-223.85 ± 44.69	0.001
FLEXIÓN TOBILLO	-89.25 ± 80.13	-66.99 ± 55.00	-44.45 ± 41.88	0.475
ABDUCCIÓN TOBILLO	-415.03 ± 40.44	-327.91 ± 51.27	-256.44 ± 48.48	0.002
ROT.INTERNA TOBILLO	-100.90 ± 25.91	-81.06 ± 29.62	-100.32 ± 39.56	0.608

Tabla 4.6: Resultados análisis estadístico de la evolución de las fuerzas articulares mínimas promedios.

Tras la exposición de los resultados del análisis estadístico de la varianza de un factor se pueden enunciar distintas interpretaciones. Dado que el nivel de significancia es de 0.05, se puede determinar que en el caso en el que la significancia sea menor a dicho valor las dos variables están relacionadas y hay diferencias significativas entre los grupos.

Los resultados destacables que se obtienen tras la realización del análisis se producen en la evolución de las fuerzas articulares mínimas promedio, donde la significancia para la rotación interna de la rodilla y la abducción del tobillo tienen un valor de 0.001 y 0.002 respectivamente. De esta manera, se puede determinar que existe relación entre dichas variables y la variación en la cadencia de pedaleo.

Una vez se ha determinado la significancia de cada una de las variables estudiada y se determinan las variables que se encuentran relacionadas con la variación en la cadencia de pedaleo se puede considerar el análisis estadístico como finalizado.

5 CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

La realización de este trabajo ha tenido como objetivo principal el estudio cinemático y dinámico de varios sujetos a tres cadencias de pedaleo distintas. Para conseguir esto se ha realizado un análisis cinemático 3D del tren inferior de varios sujetos usando un equipo de captación entre los que se encuentran distintas cámaras y marcadores, los cuales se colocan basándose en el protocolo “Plug-in-Gait”, y un equipo de medición de fuerzas colocados en los pedales para poder transferir los datos al ordenador.

Tras llevarse a cabo un análisis cinemático, dinámico y estadístico de los distintos datos obtenidos de las mediciones realizadas a los sujetos se pueden presentar distintas conclusiones acerca del trabajo realizado. Estas ideas se basan en los resultados obtenidos de haber realizado un análisis estadístico de la varianza de un factor a las mediciones realizadas a los sujetos. Es posible comentar que apenas hay significancias para las variables analizadas. Los resultados se encuentran respaldados por las figuras 4.4, 4.8 y 4.12, las cuales comparan las evoluciones temporales de los ángulos articulares promedios, momentos promedios y fuerzas articulares promedios respectivamente a 60, 75 y 90 rpm. En estas figuras se puede determinar visualmente que apenas existen diferencias entre gráficas a pesar de la variación de cadencia existente. Algo que permite certificar que los resultados obtenidos en el análisis estadístico tienen sentido.

Enfocándose en las fuerzas articulares mínimas promedios obtenidos por cada variable cinemática, se puede considerar que existe relación entre la variación de la cadencia de pedaleo y las fuerzas articulares mínimas promedios obtenidos en la rotación interna de rodilla y la abducción de tobillo. De cara a posibles mejoras biomecánicas a la hora de pedalear, son dos variables en las que se deben de centrar esfuerzos tras haber obtenido estos resultados, ya que son aquellas que se ven afectadas por la variación de la cadencia.

Una vez se conocen estos resultados, para futuros estudios se puede considerar analizar en qué fase del ciclo de pedaleo existe esta relación entre la variación de la cadencia y las variables cinemáticas mencionadas. Con el objetivo de conseguir la prevención y recuperación de lesiones, así como de mejoras biomecánicas para aumentar el rendimiento deportivo, se puede enfocar el estudio en estas variables al ser consideradas las más relevantes, lo cual permitiría encontrar respuesta a posibles incógnitas con una mayor rapidez.

En relación con otros trabajos que presentan similitud con el realizado, es destacable que en ninguno se obtienen resultados notables en torno a la rotación interna de la rodilla y la abducción del tobillo, al contrario que en este trabajo, donde se ha podido observar que la variación de la cadencia tiene mayor influencia. Mientras tanto, hay trabajos donde se llega a la conclusión que un aumento de la cadencia tiene influencia en el momento de máxima flexión de la rodilla [19], resultado muy distinto al obtenido en este, donde la significancia de la evolución de los momentos máximos promedios de la flexión de rodilla es de 0.883, lejos de encontrarse relación entre la variación de la cadencia y dicha variable. Otro resultado destacable que se puede relacionar es el obtenido en un trabajo donde al aumentar la cadencia se llega a la conclusión de que aumenta el trabajo mecánico ejercido por el tobillo [20]. En el trabajo realizado no se estudia el trabajo mecánico ejercido por el tobillo, pero solamente existe relación entre la variación de la cadencia y el tobillo en el movimiento de abducción, considerando la evolución de las fuerzas articulares mínimas como variable estudiada. Por último, se puede considerar el trabajo donde se estudia a distintos sujetos a siete cadencias y tres intensidades distintas, en el cual se concluye que un aumento de la cadencia implica el aumento de la potencia ejercida por la rodilla y una disminución de la potencia ejercida por la cadera [4]. De esta manera, podemos decir que en ambos trabajos se considera que existe relación entre la variación de la cadencia y la rodilla, ya que tras los resultados obtenidos se puede concluir que la variación de la cadencia tiene influencia sobre las fuerzas articulares mínimas ejercidas por la rotación interna de rodilla.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Aedo-Muñoz, Esteban; Röttdger Guarda, Alberto; Roa Gamboa, Ignacio. (2021) *Variaciones cinemáticas de ascenso en los ciclistas de montaña*. Retos.
- [2] Castaño Jiménez, Simón. *Diseño de un protocolo para la toma de medidas cinemáticas en atletas utilizando la tecnología de sensores vestibles*.
- [3] Emanuele, Umberto; Horn, Tamara; Denoth, Jachen. (2017) *Relación entre la Cadencia Seleccionada Libremente y la Cadencia Optima en Ciclismo*. PubliCE Premium.
- [4] Aasvold, Lorents Ola; Ettema, Gertjan; Skovereng, Knut. (2019). *Joint specific power production in cycling: The effect of cadence and intensity*. PloS one.
- [5] Holliday, Wendy. (2019) *Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities*. Sports biomechanics.
- [6] Ashtiani, F., Sreedhara, V.S.M., Vahidi, A., Hutchison, R., Mocko, G. (2023) *Optimal Pacing of a Cyclist in a Time Trial Based on Individualized Models of Fatigue and Recovery*. IEEE Transactions on Control Systems Technology.
- [7] Calvo, J.A., Álvarez-Caldas, C., Román, J.L.S., Gutiérrez-Moizant, R. (2022) *New procedure for the kinematic and power analysis of cyclists in indoor training 2020*. Sensors (Switzerland).
- [8] Forte, P., Marinho, D.A., Barbosa, T.M., Morouço, P., Morais, J.E. (2020). *Estimation of an Elite Road Cyclist Performance in Different Positions Based on Numerical Simulations and Analytical Procedures*. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology.
- [9] Uribe Rojas, Santiago. (2022). *Diseño de un sistema para el registro de la posición de los ciclistas de ruta usando sensores inerciales para potenciar el gesto deportivo*.
- [10] Herrero-Molleda, Alba; Floría, Pablo; García-López, Juan. (2023). *Variabilidad del pedaleo en ciclistas de diferentes niveles competitivos*. Biomecánica.
- [11] Akaiwa, M.; Iwata, K.; Saito, H.; Shibata, E.; Sasaki, T.; Sugawara, K. (2022). *The Effect of Pedaling at Different Cadence on Attentional Resources*.
- [12] Dunst, A.K.; Grüneberger, R.; Holmberg, H.-C. (2021) *Modeling optimal cadence as a function of time during maximal sprint exercises can improve performance by elite track cyclists*.
- [13] Mater, A.; Clos, P.; Lepers, R. (2021) *Effect of Cycling Cadence on Neuromuscular Function: A Systematic Review of Acute and Chronic Alterations*.
- [14] Hansen, EA.; Nøddelund, E.; Nielsen, FS.; Sørensen, MP.; Nielsen, MØ.; Johansen, M.; Andersen, MH.; Nielsen, MD. (2021). *Freely chosen cadence during ergometer cycling is dependent on pedalling history*.
- [15] Lee, J.; Park, K. (2021). *Modeling cycling performance: Effects of saddle position and cadence on cycle pedaling efficiency*.

- [16] Hodson-Tole, EF; Blake, OM.; Wakeling, JM. (2020). *During Cycling What Limits Maximum Mechanical Power Output at Cadences above 120 rpm*.
- [17] Yamaguchi, Y.; Otsuka, M.; Wada, N.; Nishiyama, T. (2023). *Power production strategy during steady-state cycling is cadence dependent*.
- [18] Yamaguchi, Y.; Otsuka, M.; Watanabe, K.; Wada, N.; Nishiyama, T. (2022). *The relationship between pedal force application technique and the ability to perform supramaximal pedaling cadences*.
- [19] Fang, Y.; Fitzhugh, E.C.; Crouter, S.E.; Gardner, J.K.; Zhang, S. (2016). *Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*.
- [20] Bini, R.R.; Tamborindeguy, A.C.; Mota, C.B. (2010). *Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling*. *Journal of Sport Rehabilitation*.
- [21] Cordillet, S.; Bideau, N.; Bideau, B.; Nicolas, G. (2019). *Estimation of 3d knee joint angles during cycling using inertial sensors: Accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion*. *Sensors*.
- [22] Sinclair, J.; Hebron, J.; Atkins, S.; Hurst, H.; Taylor, P.J. (2014) *The influence of 3d kinematic and electromyographical parameters on cycling economy*. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*.
- [23] Pouliquen, C.; Nicolas, G.; Bideau, B.; Garo, G.; Megret, A.; Delamarche, P.; Bideau, N. (2018). *Spatiotemporal analysis of 3d kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion*. *Journal of Sports Sciences*.
- [24] Hébert-Losier, K.; Yin, N.S.; Beaven, C.M.; Tee, C.C.L.; Richards, J. (2019). *Physiological, kinematic, and electromyographic responses to kinesiology-type patella tape in elite cyclists*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- [25] Ferrer-Roca, V.; Bescos, R.; Roig, A.; Galilea, P.; Valero, O.; García-López, J. (2014). *Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics*. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- [26] McDaniel, J.; Behjani, N.S.; Elmer, S.J.; Brown, N.A.T.; Martin, J.C. (2014). *Joint-specific power-pedaling rate relationships during maximal cycling*. *Journal of Applied Biomechanics*.
- [27] Barratt, P.R.; Korff, T.; Elmer, S.J.; Martin, J.C. (2011). *Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling*. *Medicine and science in sports and exercise*.
- [28] Barratt, P.R.; Korff, T.; Elmer, S.J.; Martin, J.C. (2016). *Effects of pedal speed and crank length on pedaling mechanics during submaximal cycling*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*.
- [29] Aguilar, L.M.; Torres, J.P.; Jimenes, C.R.; Cabrera, D.R.; Cardenas, M.F.; Urgirles, P.F. (2016). *Analysis of the angles in hip, knee and ankle during the pedaling of a cross country olympic cyclist*. CHILECON 2015 - 2015 IEEE Chilean Conference on Electrical, Electronics Engineering, Information and Communication Technologies, Proceedings of IEEE Chilecon.

- [30] Martín Sosa, Ezequiel. (2023). *Diseño de un banco de pruebas para la optimización de la cinemática y la cinética 3D en la práctica del ciclismo*.
- [31] Bini, R.R.; Hume, P. (2016). *A comparison of static and dynamic measures of lower limb joint angles in cycling: Application to bicycle fitting*. *Human Movement*.
- [32] Ojeda, J.; Martínez-Reina, J.; Mayo, J. (2014). *A method to evaluate human skeletal models using marker residuals and global optimization*. *Mechanism and Machine Theory*.
- [33] Bini, R.R.; Hume, P. (2014). *Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals*. *International Journal of Sports Physiology and Performance*.
- [34] Bini, R.R.; Jacques, T.C.; Carpes, F.P.; Vaz, M.A. (2017). *Effectiveness of pedalling retraining in reducing bilateral pedal force asymmetries*. *Journal of Sports Sciences*.
- [35] Bini, R.R.; Hume, P. (2020). *Within- and between-session reliability of a pedal force system for power output and pedal force effectiveness measurements*. *Human Movement*.
- [36] Holmes, J.C.; Pruitt, A.L.; Whalen, N.L. (1994). *Lower extremity overuse in bicycling*. *Clinics in Sports Medicine*.
