



universidad
de león



TRABAJO DE FIN DE GRADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

Curso Académico 2015/2016

Análisis cinemático del pedaleo ciclista mediante sistemas de captura del movimiento en 2D y 3D

Kinematic analysis of the bicycle pedaling using 2D and 3D
motion capture systems

Autor: Pedro Abal del Blanco

Tutor: Juan García López

Fecha: julio de 2016

Vº/Bº TUTOR

Vº/Bº AUTOR

ÍNDICE

RESUMEN	3
1. INTRODUCCIÓN	5
2. OBJETIVOS Y COMPETENCIAS A DESARROLLAR POR EL ESTUDIANTE	7
3. METODOLOGÍA.....	9
4. RESULTADOS.....	13
5. DISCUSIÓN.....	17
6. CONCLUSIONES	21
7. LIMITACIONES Y REFLEXIONES.....	23
8. BIBLIOGRAFÍA.....	25
9. ANEXO 1	27

RESUMEN

El principal objetivo de este trabajo ha sido comprobar la validez y sensibilidad de un método de análisis cinemático del pedaleo en 2D de bajo coste, comparándolo con un sistema sofisticado en 3D. Para ello se han estudiado las tres articulaciones de mayor implicación en el gesto de pedalear (cadera, rodilla y tobillo), además del ángulo del tronco con la horizontal del suelo, por su relación con la aerodinámica. Han sido analizados 12 ciclistas de distinto nivel con un mínimo de 3 años de experiencia en ciclismo, utilizando en orden aleatorio tres alturas de sillín diferentes: su posición preferida, un 2% más baja y un 2% más alta. Se han obtenido altas correlaciones entre los sistemas 2D y 3D, y sus diferencias no dependieron del valor registrado. El sistema 2D ha sido igual de sensible que el 3D a los cambios en la posición de la altura del sillín. Además, los valores de cinemática angular registrados en los hemicuerpos derecho e izquierdo del ciclista con el sistema 3D no mostraron diferencias significativas. En conclusión, el sistema 2D es válido y sensible para el análisis cinemático del pedaleo ciclista. Para que sus valores sean intercambiables con el sistema 3D es necesario sumar 2-3° a la extensión de rodilla y 2° a la de cadera, así como restar 3-4° a la flexión de cadera, 2° a la de rodilla y 1° a la de tobillo.

Palabras clave: ciclismo, biomecánica, cinemática 2D, cinemática 3D, asimetría.

ABSTRACT

The aim of this study was to check the validity and sensibility of a low-cost 2D motion capture system for the bicycle pedaling kinematics, comparing it with a sophisticated 3D system. To achieve this purpose, the three joints involved in the pedaling movement (hip, knee and ankle) were studied, as well as the trunk angle with the horizontal line of the floor, due to its relationship with aerodynamics. Twelve cyclists of different levels with more than 3 years of experience in cycling were analyzed in three different saddle heights at a random order: their preferred one, 2% lower and 2% higher. High correlation was found between 2D and 3D systems, and their differences did not depend on the measured value. The 2D system has shown to be as sensitive as the 3D one to small changes in saddle height. In addition, the angular kinematic values recorded in both left and right sides of the body with 3D system did not show any significant difference. In conclusion, the 2D motion capture system is valid and sensitive for kinematic pedaling analysis. However, to compare its values with the 3D ones it is necessary to add 2° to hip extension and 2-3° to knee extension, as well as subtract 3-4° to hip flexion, 2° to knee flexion and 1° to ankle flexion.

Key words: cycling, biomechanics, 2D kinematics, 3D kinematics, asymmetry

1. INTRODUCCIÓN

El ajuste de las medidas de la bicicleta es de vital importancia para la práctica del ciclismo, especialmente el de la altura del sillín. Para lograr un ajuste correcto se utilizan diferentes métodos, que podrían dividirse en dos principales grupos: estáticos (con el ciclista en reposo) y dinámicos (con el ciclista pedaleando). Entre los estáticos, se han venido utilizando técnicas que extrapolan las medidas antropométricas del ciclista a la bicicleta (técnicas antropométricas), y otras que registran parámetros cinemáticos en una posición predeterminada donde no hay movimiento (goniometría estática). Entre los dinámicos, se ha utilizado tanto la cinemática bidimensional (2D) como tridimensional (3D) del cuerpo del ciclista mientras pedalea. Tradicionalmente se han venido utilizando los estáticos con mayor asiduidad, debido a su sencillez, bajo coste y fácil uso (Ferrer-Roca *et al.*, 2012). A pesar de su uso extendido, estos métodos no garantizan una correcta cinemática de las articulaciones implicadas en el pedaleo, por lo que los métodos dinámicos son más recomendables a la hora de ajustar la altura del sillín (Ferrer-Roca *et al.*, 2012).

La validación de un método de bajo coste para el análisis cinemático 2D del pedaleo en un Trabajo de Fin de Grado (TFG) del curso 2013-14 (Bartol, 2014) y su posterior desarrollo y mejora en otro TFG del curso siguiente (Viña, 2015) sirven como punto de partida para el desarrollo del presente trabajo. Bartol (2014) comparó la medición del ángulo de las tres principales articulaciones implicadas en el pedaleo (cadera, rodilla y tobillo) con dos tipos diferentes de software: uno libre (Kinovea v 0.8.21) y otro profesional (Kinescan-IBV v 2001). De esta forma se consiguió validar el software libre utilizando el específico como referencia. Por otro lado, aunque el objetivo principal del TFG de Viña (2015) fue el perfeccionamiento del método validado por Bartol (2014), también estudió la simetría cinemática durante el pedaleo (similitud en el comportamiento cinemático de las articulaciones mencionadas entre los hemicuerpos derecho e izquierdo del ciclista). Los resultados de este estudio, aparte de perfeccionar la metodología (mejora de los marcadores y transmisión vía wifi de las imágenes de vídeo), mostraron asimetría en el comportamiento cinemático del tobillo, lo que estaría en la línea de los trabajos de Edeline *et al.* (2004). Sin embargo, cuando la simetría cinemática ha sido estudiada en otros trabajos que utilizaban una mayor muestra de ciclistas ($n= 131$), se ha concluido que no existe asimetría en ninguna de las articulaciones mencionadas (García-López *et al.* 2015).

Posiblemente estas discrepancias en si existe o no simetría cinemática en el ciclismo tengan que ver con la técnica utilizada para valorar el pedaleo (2D vs 3D), ya que los estudios de Edeline *et al.* (2004) fueron realizados con un sistema 3D, mientras que los de

García-López *et al.* (2015) fueron realizados en 2D. Comparando ambas metodologías, existe consenso acerca de que el pedaleo ciclista puede analizarse en 2D, fundamentalmente cuando se compara la flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo (Umberger y Martin, 2001; Fonda *et al.*, 2014). De hecho, un estudio reciente ha realizado una comparativa del ángulo de extensión de rodilla utilizando varios métodos de análisis (3D, 2D y goniometría estática), observando sólo un desfase constante de 2.2° entre la metodología 3D y 2D, y no recomendando la goniometría estática por su escasa fiabilidad (Fonda *et al.*, 2014). En dicho trabajo se viene a validar el uso de un software libre (Kinovea v 0.8.15) para realizar este tipo de análisis en 2D. Sin embargo, sólo se analizó el comportamiento de la extensión de la rodilla, y no del resto de articulaciones implicadas en el pedaleo (cadera y tobillo), además de no analizar la flexión en estas articulaciones.

2. OBJETIVOS Y COMPETENCIAS A DESARROLLAR POR EL ESTUDIANTE

El principal objetivo del presente trabajo es analizar y comparar la cinemática de la cadera, la rodilla y el tobillo durante el pedaleo utilizando un sistema 3D y un sistema 2D. De esta forma se amplía el estudio de Bartol (2014), al introducir el sistema tridimensional, y se complementa el trabajo de Fonda *et al.* (2014), analizando todas las articulaciones implicadas en el pedaleo, tanto en extensión como en flexión. Como objetivo secundario, buscando complementar también anteriores estudios (Edeline *et al.*, 2004; García-López *et al.*, 2015; Viña, 2015), se analizará si existe o no asimetría cinemática durante el pedaleo.

Las competencias generales desarrolladas mediante la realización del trabajo están muy ligadas a la aproximación a la investigación. Cabe destacar estas siete:

- Adquirir la formación científica básica para comprender, promover y evaluar la formación de hábitos de práctica de la actividad física y del deporte, orientados al mantenimiento y mejora de la condición física y la salud.
- Aplicar los fundamentos científicos de la motricidad humana (principios fisiológicos, biomecánicos, comportamentales y sociales) a la mejora de la salud y la calidad de vida.
- Comprender la literatura científica del ámbito de la actividad física y del deporte.
- Desarrollar hábitos de excelencia y calidad en el ejercicio profesional, actuando con respeto a los principios éticos necesarios.
- Interpretar resultados y controlar variables utilizando diferentes métodos y técnicas instrumentales de medición o estimación, tanto de laboratorio como de campo, y aplicarlas en sus futuras tareas profesionales en diferentes grupos de población: docencia, salud, entrenamiento y rendimiento deportivo...
- Saber aplicar las tecnologías de la información y comunicación al ámbito de las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.
- Seleccionar y saber utilizar los recursos, instrumentos, herramientas y equipamientos adecuados para cada tipo de persona y de actividad, identificando críticamente y en equipo multidisciplinar el marco adecuado para las mismas.

Del mismo modo, el contenido específico de este trabajo ha colaborado en la adquisición de competencias específicas relacionadas con el campo de la biomecánica, más concretamente del análisis biomecánico del pedaleo. Destacan las siguientes:

- Aplicar los principios biomecánicos a los diferentes campos de la actividad física y del deporte.
- Interpretar resultados y controlar variables utilizando diferentes métodos y técnicas instrumentales de medición o estimación, tanto de laboratorio como de campo.
- Manejar las variables biomecánicas derivadas del movimiento humano, siendo capaces de justificarlo, así como de prever su comportamiento bajo unas circunstancias preestablecidas.
- Realizar un análisis biomecánico del pedaleo ciclista, siendo capaz de ofrecer información de utilidad a los sujetos evaluados.

3. METODOLOGÍA

Sujetos

En el estudio han participado 12 ciclistas de género masculino con una media de edad de 26.3 ± 7.7 años, un peso de 68.7 ± 5 kilogramos, una talla de 178.5 ± 6.1 centímetros y una experiencia en el entrenamiento en ciclismo de 8.7 ± 4.6 años. Los ciclistas fueron informados de los objetivos y beneficios del estudio, dando su consentimiento. Tras las valoraciones, todos los ciclistas recibieron un informe de su cinemática del pedaleo, así como las recomendaciones relativas al ajuste de la altura del sillín de sus bicicletas (Anexo 1).

Procedimiento

Los ciclistas fueron valorados en el Laboratorio de Biomecánica de la FCAFD de la Universidad de León, en unas condiciones atmosféricas y hora del día similares (840 m de altitud, 20-25 °C de temperatura, entre las 16:00-20:00 h). Llegaron al laboratorio con sus propias bicicletas y zapatillas, que fueron utilizadas durante todas las pruebas. Antes de comenzar, se tomaron las principales medidas de las bicicletas (Figura 1) y la marca y modelo de las zapatillas. También se colocaron los marcadores reflectantes (1.5 cm de diámetro) en los 20 puntos anatómicos de referencia, tanto en el hemicuerpo derecho como izquierdo del ciclista: centro de la muñeca, epicóndilo humeral, acromion posterior, apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical, sexta vértebra dorsal, y tercera vértebra lumbar, unión lumbo-sacra (L5-S1), trocánter mayor del fémur, cóndilo femoral externo, maléolo externo, base del calcáneo y cabeza del quinto metatarsiano (Figura 2). Entre la piel y los marcadores del ciclista se colocaron adhesivos circulares de 18 mm de diámetro con gran capacidad de adherencia a la piel (Trayma, Loiu, Vizcaya). Los marcadores reflectantes se mantuvieron en el mismo punto de fijación durante la realización de todas las pruebas.

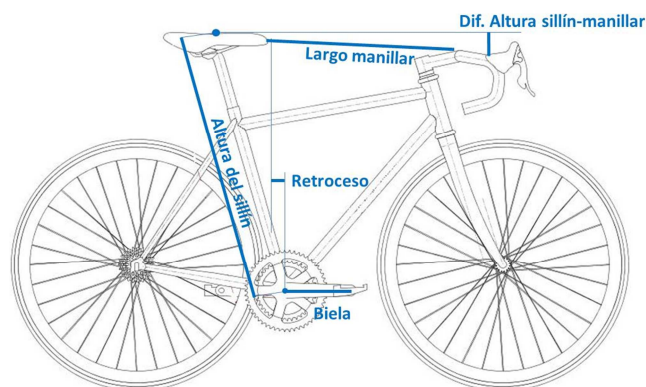


Figura 1.- Medidas de la bicicleta (imagen adaptada de García-López *et al.*, 2016).



Figura 2.- Localización de los marcadores reflectantes en el ciclista (imagen original de STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España).

A continuación, los ciclistas realizaron un calentamiento de 5 minutos de duración a 100 W antes de las pruebas. Estas consistieron en 3 series de pedaleo de 4 minutos con un descanso de aproximadamente 5 minutos entre ellas, cambiando aleatoriamente la altura del sillín en cada serie (altura preferida por el ciclista, una altura un 2% más alta y otra un 2% más baja) para evitar posibles efectos de la fatiga o el aprendizaje. El intervalo entre series fue utilizado para cambiar la altura del sillín y dar descanso al ciclista. La potencia de pedaleo en las series fue de 150 W para todos los ciclistas, ya que es un valor representativo del esfuerzo durante una etapa de ciclismo amateur (Ferrer-Roca *et al.*, 2014). La cadencia de pedaleo utilizada fue entre 90-100 rpm, típica del pedaleo en llano (Vogt *et al.*, 2007). Para el control de la potencia y la cadencia de pedaleo se utilizó un ciclosimulador (PowerBeam Pro Trainer, Saris Cycling Group, WI, USA) donde se fijó la propia bicicleta del ciclista. Las series de pedaleo fueron grabadas simultáneamente mediante un sistema de análisis del movimiento en 3D y otro sistema de análisis 2D. A partir de los puntos anatómicos mencionados se obtuvieron las variables cinemáticas angulares (ángulos máximos y mínimos, o de extensión y flexión, respectivamente) que fueron objeto de análisis en el presente trabajo (Figura 3): ángulos de flexión y extensión de tobillo y rodilla, así como el ángulo de flexión y extensión de la cadera respecto a la horizontal del suelo, y el ángulo del tronco con respecto a la misma horizontal del suelo.

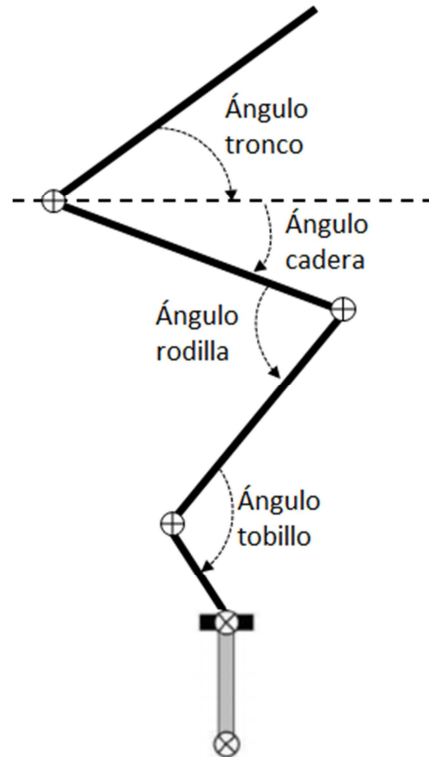


Figura 3.- Variables cinemáticas angulares objeto de análisis en el presente trabajo (imagen adaptada de García-López *et al.*, 2016).

Análisis del movimiento en 3D. Se utilizó un sistema tridimensional de captura del movimiento (CLIMA C13 series, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que cuenta con 6 cámaras de vídeo (OptiTrack Flex 13, 1280 x 1024 píxeles, 120 Hz) sensibles a la luz infrarroja, sincronizadas a través del PC. Estas cámaras se colocaron en forma de anillo hexagonal (5 m de radio), a una altura de 2.5 m del suelo. El conjunto de cámaras estaba controlado por un software (Cycling 3DMA 6.01, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que realizaba la reconstrucción 3D del movimiento a partir de las coordenadas 2D de cada una de ellas, aplicando un modelo de transformación lineal directa (DLT). Para ello, el sistema se calibró previamente a la realización de cada prueba, mediante un objeto de dimensiones conocidas que fue colocado a lo largo del espacio de captura. La duración de la captura fue de 30 segundos, una vez que el ciclista llevaba 3 minutos pedaleando a la intensidad requerida. Los datos obtenidos fueron la media de todos los ciclos de pedaleo del mencionado intervalo.

Análisis del movimiento en 2D. Se utilizó un sistema de bajo coste (Bartol, 2014), conformado por una cámara de vídeo de alta velocidad (Casio Exilim EX – ZR1000, 120 Hz y 640 x 480 píxeles) y un software de uso libre (Kinovea v 0.8.24). La cámara se colocó de forma perpendicular al ciclista, grabando su perfil izquierdo, a una distancia de 3.55 metros y

a una altura de 0.86 m. Dentro del intervalo de captura del sistema 3D se llevó a cabo la grabación en 2D, que tuvo una duración de 7 segundos. Posteriormente se analizaron 3 ciclos de pedaleo completos y se tomó como valor representativo la media de las tres mediciones. Los ángulos de tronco, cadera y tobillo se tomaron cuando la biela se encontraba a 0° y a 180°, mientras que los de rodilla se tomaron cuando la biela se encontraba alineada con el tubo del sillín. En la Figura 4 se ilustran las variables que fueron obtenidas mediante este sistema de bajo coste.



Figura 4.- Variables cinemáticas del pedaleo obtenidas mediante el sistema de análisis 2D (software Kinovea v 0.8.24 y cámara Casio Exilim EXZR1000).

Análisis estadístico.

Los resultados son expresados como Media \pm DE. Se ha utilizado el software SPSS+ v.17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). El test de Shapiro-Wilk se ha utilizado para determinar la distribución normal de las variables del estudio. El test de Pearson se ha utilizado para analizar la correlación entre los sistemas de análisis cinemático 2D y 3D. Un análisis de la varianza (ANOVA) de dos vías (posición vs sistema) con un análisis post hoc de Newman-Keuls fue utilizado para establecer las diferencias estadísticas entre medias. El tamaño del efecto (ES) de las diferencias también fue calculado atendiendo a la metodología de Cohen (García-López *et al.*, 2016), considerando las diferencias como muy pequeñas ($ES < 0.2$), pequeñas ($0.2 \leq ES < 0.5$), medias ($0.5 \leq ES < 0.8$) y grandes ($ES \geq 0.8$). Los valores de $p < 0.05$ fueron considerados como estadísticamente significativos.

4. RESULTADOS

En general, según se muestra en la Figura 5, el sistema de análisis 2D, comparado con el sistema 3D, subestimó en 2.4° el ángulo de extensión de la rodilla (143.0 ± 6.7 vs $145.4 \pm 6.6^\circ$, respectivamente, $F= 55.4$ y $p<0.001$) y en 2.0° la extensión de la cadera (62.6 ± 4.1 vs $64.6 \pm 4.4^\circ$, respectivamente, $F= 105.8$ y $p<0.001$), sin diferencias significativas en la extensión del tobillo (95.4 ± 7.6 vs $95.3 \pm 8.1^\circ$, respectivamente). El sistema de análisis 2D sobrestimó en 1.7° el ángulo de flexión de la rodilla (69.6 ± 4.1 vs $67.9 \pm 3.9^\circ$, respectivamente, $F= 73.1$ y $p<0.001$), en 3.4° el ángulo de flexión de la cadera (20.1 ± 3.3 vs $16.7 \pm 3.3^\circ$, respectivamente, $F= 219$ y $p<0.001$) y en 1.2° el ángulo de flexión de la articulación del tobillo (75.5 ± 8.5 vs $74.3 \pm 8.3^\circ$, respectivamente). El sistema utilizado no afectó a la medición del ángulo del tronco con la horizontal (42.3 ± 3.5 vs $42.6 \pm 3.2^\circ$, respectivamente).

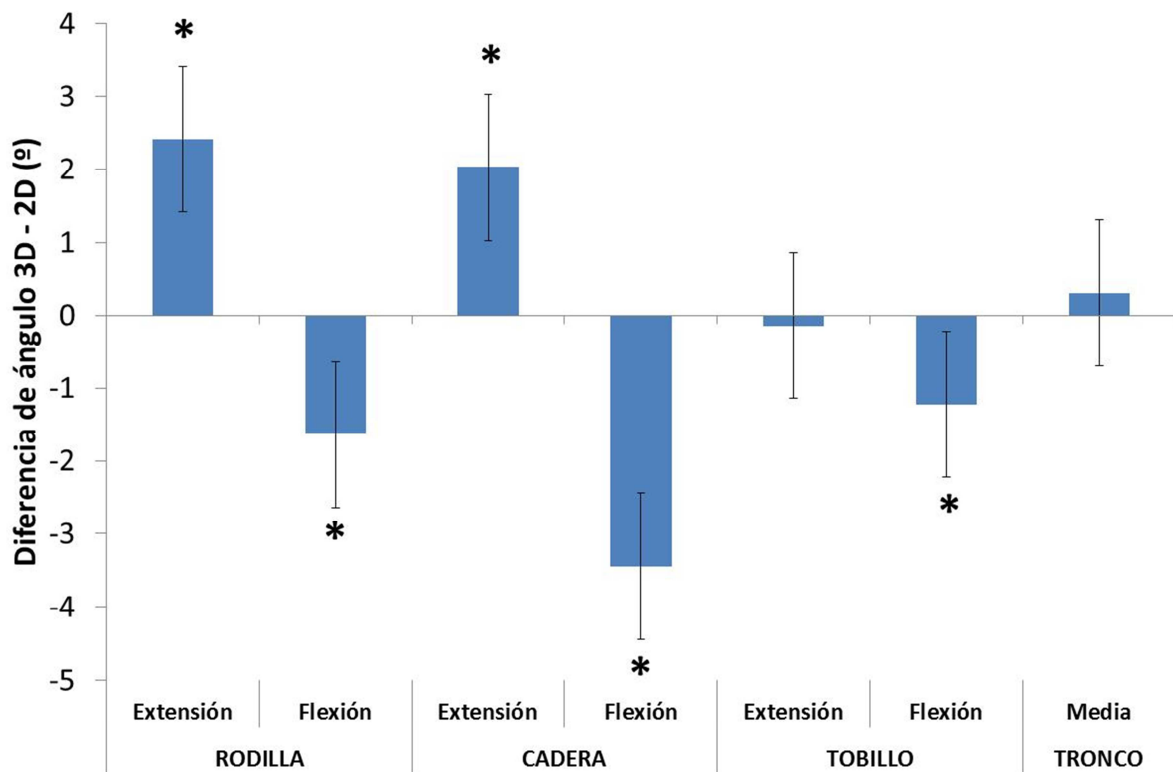


Figura 5.- Diferencia de ángulo registrado mediante los sistemas de análisis 3D y 2D en las articulaciones de la rodilla, cadera y tobillo (flexión y extensión), así como en el tronco con la horizontal (valor medio). * Diferencias significativas ($p<0.001$) entre ambos sistemas.

En la Tabla 1 se refleja que el sistema 3D fue sensible al cambio de altura del sillín, aumentando la extensión, entre las posiciones baja y alta, en 7.3° en la rodilla ($F= 58.6$ y $p<0.001$), 3.2° en la cadera ($F= 36.1$ y $p<0.001$) y 7.4° en el tobillo ($F= 46.9$ y $p<0.001$). El sistema 2D también lo fue, aumentando el ángulo de rodilla en 7.6° ($F= 39.9$ y $p<0.001$), la cadera en 3.9° ($F= 56.2$ y $p<0.001$) y el tobillo en 7.9° ($F= 35.9$ y $p<0.001$). En el tronco, la diferencia fue de 2° en el sistema 3D ($F= 10.3$ y $p<0.001$) y de 1.7° en el sistema 2D ($F= 8.7$ y $p<0.001$). No se observó un efecto significativo o interacción posición x sistema.

Tabla 1.- Ángulos registrados con los sistemas 3D y 2D en la rodilla, la cadera, el tobillo y el tronco con la horizontal, mientras los ciclistas pedaleaban en cada posición del sillín: preferida, 2% más baja y 2% más alta.

		ANÁLISIS 3D			ANÁLISIS 2D		
		2% BAJA	PREFERIDA	2% ALTA	2% BAJA	PREFERIDA	2% ALTA
RODILLA	Extensión	141,8 ± 5,9	145,5 ± 5,8	149,1 ± 6,1	139,6 ± 6,2	142,3 ± 5,0	147,2 ± 6,5
	Flexión	66,2 ± 3,6	67,8 ± 3,7	69,8 ± 3,6	67,7 ± 3,8	69,4 ± 3,9	71,6 ± 3,7
CADERA	Extensión	63,4 ± 4,3	64,8 ± 3,9	66,6 ± 3,9	60,3 ± 3,7	62,5 ± 3,6	64,8 ± 3,7
	Flexión	15,6 ± 3,5	16,4 ± 3,2	18,1 ± 2,7	19,0 ± 3,0	19,9 ± 3,1	21,6 ± 3,3
TOBILLO	Extensión	91,9 ± 7,9	94,7 ± 7,4	99,3 ± 7,3	91,7 ± 6,8	95,0 ± 6,7	99,6 ± 7,5
	Flexión	72,6 ± 7,9	74,2 ± 8,7	76,0 ± 7,8	74,4 ± 8,6	76,0 ± 8,6	76,0 ± 8,3
TRONCO Media		43,3 ± 2,7	43,1 ± 3,0	41,3 ± 3,5	42,9 ± 3,2	42,7 ± 3,2	41,2 ± 3,8

Las correlaciones entre los sistemas fueron muy altas tanto para la extensión de cadera, rodilla y tobillo ($r= 0.96$, 0.96 y 0.92 , respectivamente; $p<0.001$), como para los valores de flexión ($r= 0.91$, 0.96 y 0.93 , respectivamente; $p<0.001$). El tronco también mostró altas correlaciones ($r= 0.91$ y $p<0.001$). En ningún caso se observó que la media del ángulo registrado por ambos sistemas se correlacionara con la diferencia entre los mismos, como puede observarse en la Figura 6.

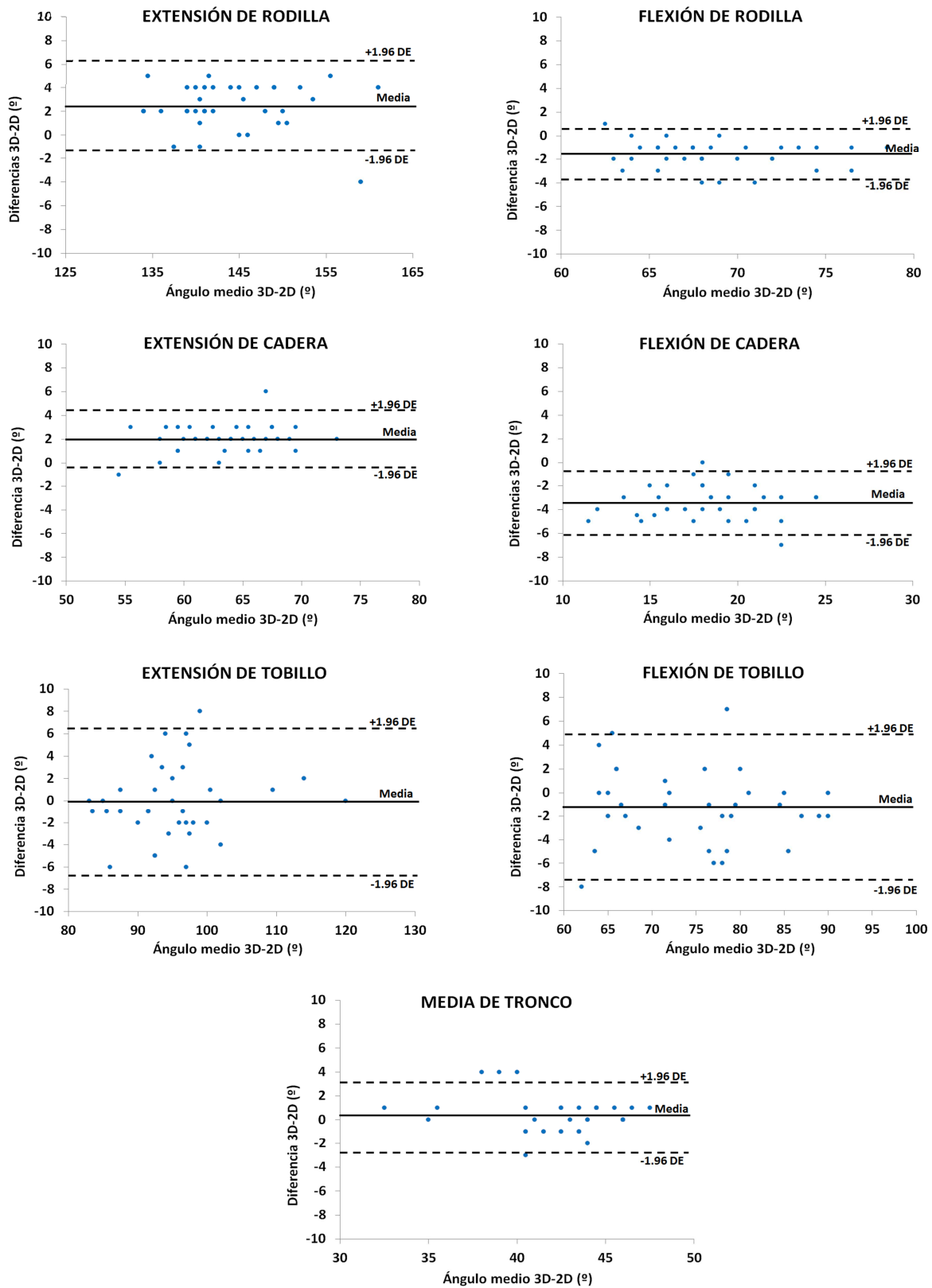


Figura 6.- Gráfico de Bland-Altman para el análisis 3D y 2D en extensión y flexión de rodilla, cadera y tobillo, así como valor medio del ángulo del tronco con la horizontal. Las líneas discontinuas representan los límites de confianza al 95%, mientras que la línea continua representa la media de las diferencias.

Por último, se constató que no existió asimetría entre los ángulos de flexo-extensión de las diferentes articulaciones registrados en el perfil derecho e izquierdo del ciclista ($F=0.01$ y $p>0.05$), mostrando una alta correlación entre sus valores ($r=0.995$ y $p<0.001$). Como se observa en la Figura 7, las diferencias fueron siempre menores de 1° .

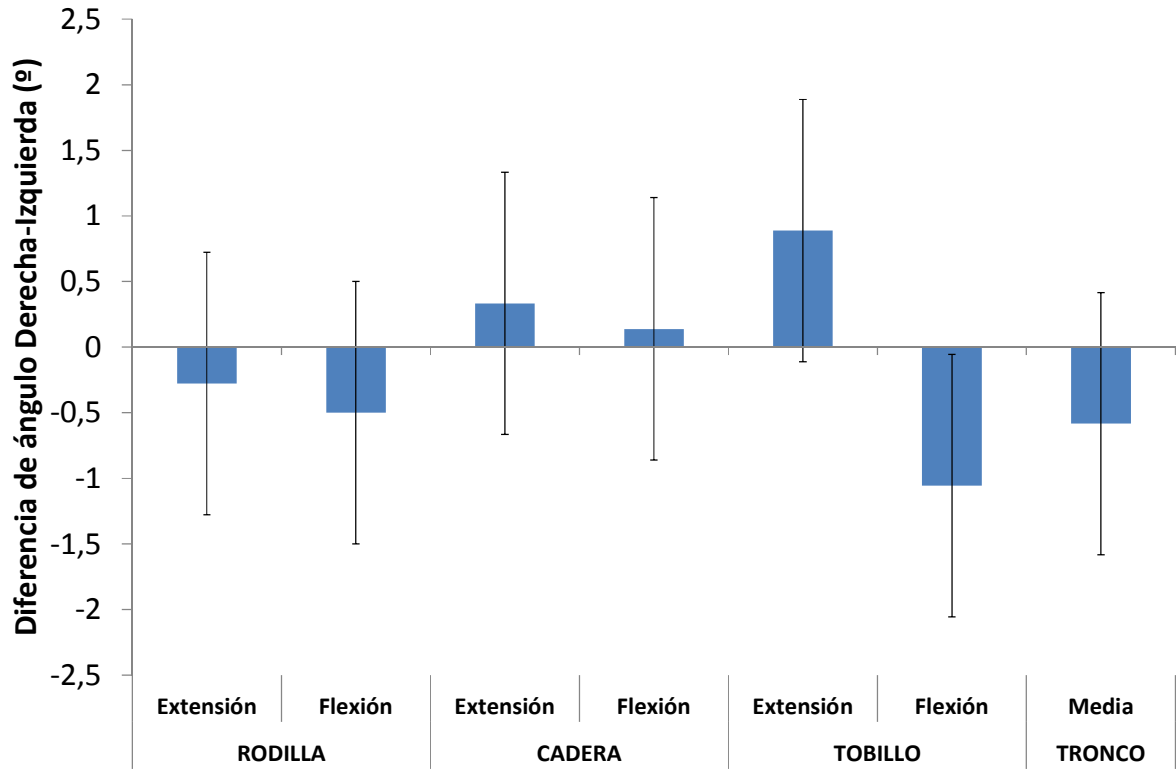


Figura 7.- Diferencia de ángulo registrado mediante el sistema de análisis 3D en el perfil derecho e izquierdo del ciclista, en las articulaciones de la rodilla, cadera y tobillo (flexión y extensión), así como en el tronco con la horizontal (valor medio). * Diferencias significativas ($p<0.001$) entre ambos sistemas.

5. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio es que la medición y análisis de los ángulos de flexo-extensión de las principales articulaciones implicadas en el pedaleo ciclista, empleando una cámara de bajo coste y un software libre, ha demostrado ser válida y sensible al compararse con un sistema sofisticado de análisis en 3D. A pesar de encontrar altas correlaciones entre los dos sistemas, y diferencias que no dependen del valor medido, hay que destacar que los valores cinemáticos angulares obtenidos por ambos métodos no son iguales, subestimándose la extensión y la flexión con el método 2D respecto al 3D. Este es el primer estudio que analiza pormenorizadamente las diferencias en flexión y extensión de las tres principales articulaciones implicadas en el pedaleo, utilizando un sistema de bajo coste.

El fundamento de utilizar sistemas 2D para analizar el pedaleo ciclista se basa en que dicho movimiento se produce en su práctica totalidad en el plano sagital (Umberger y Martin, 2001). Sin embargo, no se tienen en cuenta otros factores que pueden afectar a la medición del ángulo observado desde una cámara situada perpendicularmente al ciclista. Estos factores son, por un lado las pequeñas desviaciones en el plano transversal (movimientos de rotación de la cadera o de acercamiento de la rodilla al cuadro), y por otro lado el error de paralaje, que ocurre cuando los objetos son observados fuera del eje óptico de la cámara. Las diferencias entre los ángulos medidos por los sistemas 2D y 3D en el plano sagital, y haciendo referencia a la principal articulación analizada para el *bikefitting* (i.e. la rodilla), han sido de 2-3° en el presente estudio (Tabla 1, Figura 5), similares a los observados en trabajos previos (Umberger y Martin, 2001; Fonda *et al.*, 2014). Estos autores justificaron las mencionadas diferencias sólo por el error de paralaje, sin tener en cuenta la desviación de los marcadores respecto al plano sagital, lo cual será explicado posteriormente.

Además, Fonda *et al.* (2014) sólo compararon la extensión de la rodilla en el plano sagital, mientras que Umberger y Martin (2001) lo hicieron también con la flexión de esta articulación, obteniendo diferencias de 2.2° más registrados mediante el sistema de análisis 2D, bastante similares a las observadas en el presente trabajo (Figura 5, $1.7 \pm 1.1^\circ$). Aunque estos últimos autores también compararon las diferencias en la flexo-extensión del tobillo (7.7 y 5.6°, respectivamente) y de la cadera (32.6 y 33.8°, respectivamente), los valores son tan elevados que hacen pensar en que se utilizaron diferentes convenciones para la determinación de los ángulos en función de la metodología utilizada (i.e. 2D vs 3D). Las mayores diferencias observadas en el presente trabajo han sido de 3.4° en el ángulo de

flexión de la cadera (Figura 5). Sin embargo, y como ocurrió en el estudio de Umberger y Martin (2001), en el presente trabajo el sistema 3D registra mayor ángulo de extensión de rodilla y menor ángulo de flexión de rodilla respecto al sistema 2D, lo cual requiere una explicación, ya que no parece correcto añadir los 2-3° establecidos al valor registrado con el sistema 2D (Fonda *et al.*, 2014), sino que habría que restar aproximadamente 2° en el sistema 2D. Esto mismo ocurre en la cadera, donde habría que sumar unos 2° al valor de extensión registrado en 2D y restar 3-4° al valor de flexión registrado en 2D. La flexión de tronco y extensión de tobillo fueron similares en ambos sistemas, mientras que el ángulo de flexión de tobillo fue sobrestimado por el sistema 2D.

La explicación a las diferencias mencionadas se debe, como hemos anticipado, al efecto combinado de dos factores. En primer lugar, existe un error de paralaje, ya que la cámara tiene el centro de su eje óptico por debajo del eje de las articulaciones de la cadera y la rodilla cuando acontece el punto de máxima flexión, lo que supone una sobrestimación del ángulo. Lo contrario ocurre cuando estas articulaciones se encuentran en máxima extensión (Figura 5). En segundo lugar, la rodilla se encuentra en aducción (entre 2-3 cm respecto al eje del pedal) entre los 90 y los 180° del ciclo de pedaleo (Ruby *et al.*, 1992), que es donde acontecen los máximos valores de extensión de rodilla y cadera (García-López, 2009), lo que hace que el ángulo registrado por el sistema 2D sea menor que el del sistema 3D, ya que el primero registra el ángulo proyectado en el plano sagital, mientras que el segundo registra el ángulo real. De hecho, la máxima extensión de tobillo es un valor que no debe ser corregido, porque aun encontrándose la rodilla en aducción (unos 2 cm respecto al eje del pedal), existe un error de paralaje (la mayoría de los puntos se encuentran por debajo del eje óptico de la cámara 2D) que compensa dicha aducción. Ocurre algo similar con el ángulo de flexión de tronco, que es intercambiable entre ambos sistemas, porque aun encontrándose los hombros en abducción respecto a las caderas (son más anchos), el menor ángulo que sería registrado por el sistema 2D es compensado por el error de paralaje (la cadera y el hombro están por encima del eje óptico de la cámara). Por último, el ángulo de flexión de tobillo es mayor en 2D que en 3D, posiblemente porque este acontece en los primeros 90° del ciclo de pedaleo (García-López *et al.*, 2016), que es cuando la mayoría de los marcadores reflectantes están por encima del eje de la cámara 2D, produciéndose otra vez el fenómeno del error de paralaje.

Durante la realización del presente trabajo surgió la duda de si la ubicación de las cámaras del sistema de captura 3D (en un anillo por encima del área de grabación) pudo haber influido en la medición de los ángulos estudiados. Para descartarlo se ha llevado a cabo la medición de un ángulo fijo de 90° a diferentes alturas (Figura 8), llegándose a la

conclusión de que este hecho no afecta al registro de los ángulos del pedaleo, porque las variaciones entre las tres posiciones fueron de décimas de grado.

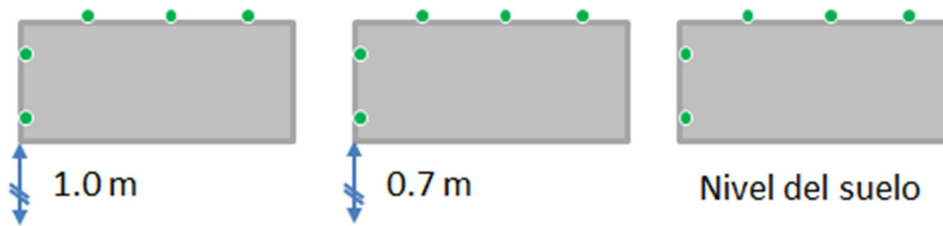


Figura 8.- Medición de un ángulo de 90° mediante el sistema 3D a tres alturas diferentes (1.0 metros del suelo, 0.7 metros del suelo y nivel del suelo), obteniendo siempre el mismo resultado.

También hay que resaltar que las correlaciones entre ambos sistemas han resultado ser muy altas y ha quedado patente que las diferencias no dependieron del valor angular registrado (Figura 6), lo que refuerza el uso de los sistemas de análisis 2D para el estudio cinemático del pedaleo. De todas formas, una diferencia de 1 cm en la altura del sillín puede causar un aumento o disminución de entre 2 y 3° en la extensión de rodilla, así como un cambio de algo más de 1° en la extensión de cadera y flexión de rodilla y cadera (Ferrer-Roca, *et al.*, 2014). Esto pone de manifiesto la importancia de corregir los valores obtenidos por el sistema de análisis 2D si se pretenden comparar con los resultados en 3D, pues en caso de no hacerlo se estarían cometiendo errores en la estimación de la altura óptima del sillín, lo que afectaría a la eficiencia del pedaleo (Ferrer-Roca, *et al.*, 2014).

Por otra parte, la sensibilidad al cambio de la altura del sillín ha sido bastante similar con ambos métodos, y al comparar las posiciones baja y alta (un 4% en la altura del sillín) la rodilla aumentó la extensión entre 7.3 - 7.6° , la cadera entre 3.2 - 3.9° y el tobillo entre 7.4 - 7.9° . Estos resultados son bastante similares a los obtenidos en estudios previos que también variaron un 4% la altura del sillín (Ferrer-Roca *et al.* 2014., Bartol, 2014), lo que refleja una vez más la validez de estos sistemas a la hora de evaluar la cinemática del pedaleo. Ambos han sido sensibles incluso a los pequeños cambios del ángulo del tronco (entre 1.7 - 2.0°), que se deben a la variación de la altura del sillín sin modificar la altura del manillar.

El objetivo secundario del presente trabajo fue estudiar si el pedaleo ciclista se puede considerar simétrico desde el punto de vista cinemático. Los resultados obtenidos muestran que existe simetría entre los hemicuerpos derecho e izquierdo del ciclista (Figura 7). Esto está en consonancia con recientes trabajos realizados en la FCAFD de la Universidad de León mediante análisis 2D, que reconocían la necesidad de reproducirlos mediante análisis 3D (García-López *et al.*, 2015) lo cual se ha realizado en el presente trabajo. Otros estudios

encontraron también un perfil de asimetría en la extensión del tobillo (Edeline *et al*, 2004; Viña, 2015), cuestión que contrasta con lo obtenido en el presente estudio, lo cual puede ser justificable porque en uno de los trabajos anteriores los participantes no eran ciclistas (Edeline *et al*, 2004), y en el otro participaron sólo dos ciclistas (Viña, 2015). Por lo tanto, según los resultados del presente trabajo, se puede concluir que en general no existe asimetría cinemática entre los hemicuerpos derecho e izquierdo del ciclista.

6. CONCLUSIONES

La conclusión más importante de este estudio es que el sistema de análisis 2D del pedaleo ciclista es válido, ya que ha demostrado altas correlaciones con el sistema 3D y sensibilidad a pequeños cambios de la altura del sillín. Además, las diferencias entre ambos sistemas no dependen del valor de ángulo registrado ni de ninguna otra variable controlable. Sin embargo, a nivel práctico es necesario corregir los valores obtenidos en 2D, con el objetivo de que sean similares a los que se habrían obtenido mediante el sistema 3D. Así pues, si al realizar el análisis 2D la cámara se coloca perpendicular al ciclista y a una altura intermedia respecto al suelo (~ 0.86 m), se deben sumar 2° a los valores de extensión de cadera y $2\text{-}3^\circ$ a los de extensión de rodilla, sin modificaciones en el ángulo de tobillo. Por el contrario, se deben restar $3\text{-}4^\circ$ al ángulo de flexión de cadera, $\sim 2^\circ$ al ángulo de flexión de rodilla y $\sim 1^\circ$ al ángulo de flexión de tobillo. El ángulo del tronco con la horizontal puede ser registrado indistintamente por cualquiera de los sistemas.

En relación al objetivo secundario del presente trabajo, el pedaleo ciclista ha demostrado ser simétrico desde el punto de vista cinemático, no hallándose diferencias significativas entre los ángulos registrados en cada hemicuerpo del ciclista con el sistema de análisis 3D. Esto tiene la principal aplicación práctica de permitir realizar un análisis cinemático 2D sólo de uno de los dos hemicuerpos del ciclista, lo que supone un ahorro importante de tiempo durante la valoración.

7. LIMITACIONES Y REFLEXIONES

La principal limitación del presente trabajo es el hecho de no haber estudiado la simetría del pedaleo con el sistema de análisis 2D. Esto podría haber mostrado resultados más fácilmente comparables con estudios anteriores que utilizaron esta metodología (García-López *et al.*, 2015), aunque los obtenidos por el 3D han sido similares y realmente este tipo de análisis supone un avance en la investigación. Otro tema que no se contempló en el trabajo es el factor género: con una muestra mayor se podrían haber incluido mujeres ciclistas en el estudio, para observar si el comportamiento es diferente, tanto en las diferencias 2D-3D como en la simetría.

A título personal, quería hacer una valoración de los dos métodos utilizados para el análisis del pedaleo. Tradicionalmente se ha venido utilizando mayoritariamente el 2D, debido a su bajo coste, y ha demostrado ser perfectamente válido para el ajuste de las medidas de la bicicleta. Sin embargo, a parte del pequeño desfase en la medición de los ángulos, su mayor problema es que los resultados no se obtienen de inmediato. Después de grabar al sujeto con la cámara de alta velocidad, hay que hacer el análisis de varios ciclos del pedaleo utilizando el software manualmente. Por otro lado, el sistema 3D es mucho más costoso, pero una vez que el ciclista tiene los marcadores reflectantes colocados en los respectivos puntos anatómicos y empieza a pedalear, todo funciona de forma automática, y en el momento en el que baja de la bicicleta, el informe ya está listo. También quería destacar la importancia de una buena forma de adherir los marcadores a la piel del ciclista, pues el movimiento y el sudor no ayudan a que se mantengan durante la realización de las pruebas.

8. BIBLIOGRAFÍA

Bartol, A. (2014). Diseño y validación de un sistema de bajo coste para el análisis cinemático 2D del pedaleo ciclista. Trabajo Fin de Grado 2014; Universidad de León.

Boisán, N. T., Leal, S. D., García-López, J. (2010). Influencia de la práctica de actividad física en la calidad de vida y la movilidad de hombro de mujeres operadas de cáncer de mama. *Fisioterapia*, 32(5), 200-207.

Edeline, O., Polin, D., Tourny-Chollet, C., Weber, J. (2004). Effect of workload on bilateral pedaling kinematics in non-trained cyclists. *Journal of Human Movement Studies*, 46(6), 493-517.

Ferrer-Roca, V., Bescós, 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. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(3), 784-791.

Ferrer-Roca, V., Rivero-Palomo, V., Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., García-López, J. (2014). Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling. *Journal of Science and Cycling*, 3(2), 16.

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3025-3029.

Fonda, B., Sarabon N., Li, F.X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting, *Journal of Sports Sciences*, 32(10), 940-946.

García-López, J. (2009) Valoración Biomecánica I. En J.F. Jiménez, N. Terrados, G. Villa, P. Manonelles (Coord.) Medicina y fisiología del ciclismo. Tomo I (pp. 532-631). Nexus Médica, Barcelona, España.

García-López, J., Díez-Leal, S., Larrazabal, J., Ogueta-Alday, A. (2015) No bilateral asymmetry during pedalling in healthy cyclists of different performance levels. En F. Colloud, M. Domalain, T. Monnet, (Eds.). 33rd International Conference on Biomechanics in Sport (pp. 904-907), Poitiers, Francia.

García-López, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., Rodríguez-Marroyo, J. A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences*, 34(17), 1619-26.

Ogueta-Alday, A., Morante, J.C., Rodríguez-Marroyo, J.A., García-López, J. (2013). Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(5), 1455–1462.

Rivero Palomo, V., Ferrer-Roca, V., Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., García-López, J. (2013). Influencia de la longitud de la biela en la eficiencia y biomecánica del pedaleo submáximo. *Biomecánica*, 21(1), 46-57.

Ruby, P., Hull, M. L., Hawkins, D. (1992). Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 25(1), 41-53.

Umberger, B. R., Martin, P. E. (2001). Testing the planar assumption during ergometer cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(1), 55-62.

Viña, A. (2015). Análisis cinemático “low cost” del pedaleo del ciclista. Trabajo Fin de Grado 2015; Universidad de León.

Vogt, S., Schumacher, Y. O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H. H., Schmid, A., Heinrich, L. (2007). Cycling power output produced during flat and mountain stages in the Giro d'Italia: a case study. *Journal of sports sciences*, 25(12), 1299-1305.

9. ANEXO 1

Ejemplo de informe cinemático del pedaleo (modelo original de STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España).



Análisis 3D

BIOMECÁNICA DE CICLISMO | PEDALADA | BIKE-FITTING

*Analiza tu postura
Identifica la causa de molestias y evita lesiones
Mejora tu pedalada y potencia tu rendimiento
Bike-fitting: Ajusta tu nueva bici*

Información del ciclista

Nombre:	<input type="text"/>
Estilo:	<input type="text"/>
Objetivos:	<input type="text"/>
Otros:	Género: <input type="text"/>
	Peso: <input type="text"/>
	Edad: <input type="text"/>
Lesiones / Otros:	<input type="text"/>

Datos del análisis realizado

Protocolo de análisis:	Bike fitting
Fecha de la captura:	<input type="text"/>
Conclusiones:	<input type="text"/>



universidad
de león

VARIABLES ANGULARES PRINCIPALES

ÁNGULO DE FLEXIÓN DE TOBILLO

IZQUIERDO

Mínimo

80°

Máximo

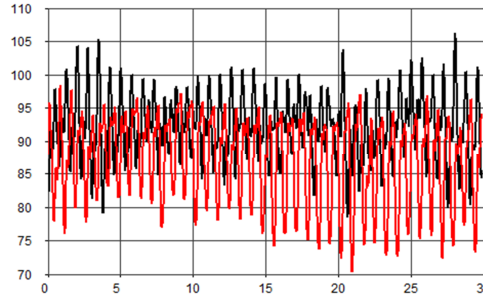
98°

Rango

18°



■ Izquierda ■ Derecha



DERECHO

Mínimo

76°

Máximo

94°

Rango

18°

ÁNGULO DE FLEXIÓN DE RODILLA

IZQUIERDA

Mínimo

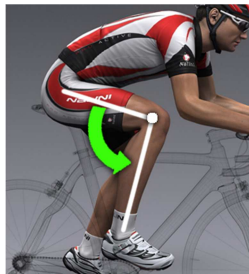
67°

Máximo

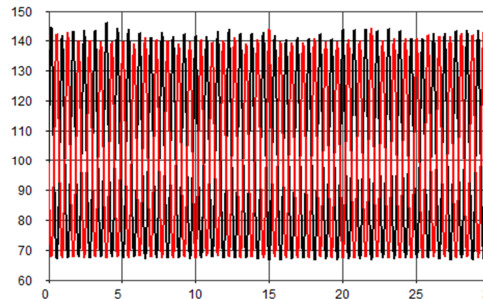
142°

Rango

75°



■ Izquierda ■ Derecha



DERECHA

Mínimo

67°

Máximo

142°

Rango

75°

ÁNGULO DE MUSLO RESPECTO A HORIZONTAL

IZQUIERDO

Mínimo

21°

Máximo

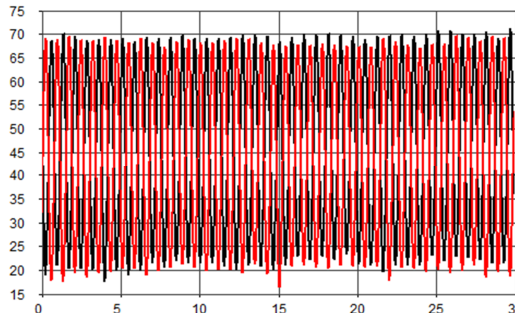
68°

Rango

47°



■ Izquierda ■ Derecha



DERECHO

Mínimo

20°

Máximo

68°

Rango

48°

ÁNGULO DE CADERA-HOMBRO RESPECTO AL SUELO

IZQUIERDO

Mínimo

43°

Máximo

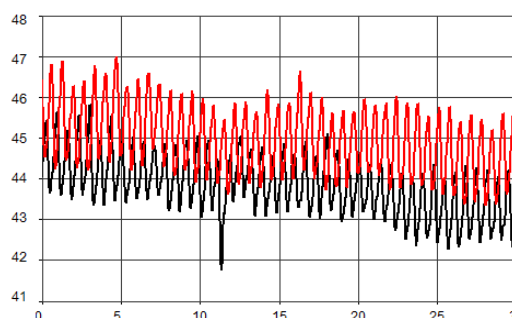
45°

Rango

2°



■ Izquierda ■ Derecha



DERECHO

Mínimo

44°

Máximo

46°

Rango

2°

Pedalada

CADENCIA

Media:

91 ciclos/min

Máximo:

95 ciclos/min

Mínimo:

87 ciclos/min

Medidas antropométricas



MUSLO (TROCÁNTER-RODILLA)

Derecho: **385mm**

Izquierdo: **384mm**

RODILLA-TOBILLO

Derecho: **378mm**

Izquierdo: **379mm**

BRAZO (HOMBRO-CODO)

Derecho: **245mm**

Izquierdo: **241mm**

ANTEBRAZO (CODO-MUÑECA)

Derecho: **307mm**

Izquierdo: **311mm**

ESPALDA (SACRO-NUCA)

563mm

CADERA A MUÑECA (VERTICAL)

Derecho: **-37mm**

Izquierdo: **-40mm**

CADERA A MUÑECA (HORIZONTAL)

Derecho: **704mm**

Izquierdo: **705mm**