

ÍNDICE GENERAL

Tomo I

1. ANÁLISIS FISIOLÓGICO DEL RENDIMIENTO DEPORTIVO DEL CICLISTA

2. ADAPTACIONES FISIOLÓGICAS AL ENTRENAMIENTO DEL CICLISTA

3. VALORACIÓN FUNCIONAL

Tomo II

4. ENTRENAMIENTO Y RENDIMIENTO EN EL CICLISMO

5. MEDICINA PREVENTIVA EN EL CICLISTA

6. PATOLOGÍA EN EL CICLISTA





3. VALORACIÓN FUNCIONAL

3.1. EXÁMENES MÉDICOS DE APTITUD EN EL CICLISMO

D. Pedro Manonelles Marqueta

3.2. VALORACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL Y CINEANTROPOMETRÍA.

D^a. Maite Aragonés Clemente

3.3. VALORACIÓN BIOMECÁNICA I

D. Juan García López

3.4. VALORACIÓN BIOMECÁNICA II

D. Miguel del Valle Soto

3.5. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RESISTENCIA AERÓBICA

D. Iñaki Arratibel Imaz

3.6. VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA CAPACIDAD ANAERÓBICA

D. José Antonio López Calbet, D. Javier Chavarren Cabrero

3.7. VALORACIÓN ANALÍTICA

D. Marcos Maynar Mariño, D. Guillermo J. Olcina Camacho,
D. Juan I. Maynar Mariño



3.3.- VALORACIÓN BIOMECÁNICA.

Desde el punto de vista de la Biomecánica, y en el sentido más amplio, podemos definir el Ciclismo como una actividad física que se desarrolla mediante una interacción o unión entre el ciclista (persona que la practica) y la máquina (bicicleta sobre la que monta). La Biomecánica del Ciclismo se encuentra pues en un marco general que se conoce como el estudio biomecánico de los vehículos propulsados por humanos (Figura-1), que a su vez puede ser abordado desde otras perspectivas, que incluyen el estudio de los factores ambientales, puramente mecánicos, centrados en los humanos, etc. Mientras que los ingenieros se han encargado generalmente del diseño y desarrollo de vehículos propulsados por humanos más rápidos y eficientes, los biomecánicos han estudiado la interrelación ciclista-bicicleta desde una perspectiva humana, viéndose limitados, la mayoría de las veces, por la estructura de una bicicleta estándar o impuesta (56, 135).

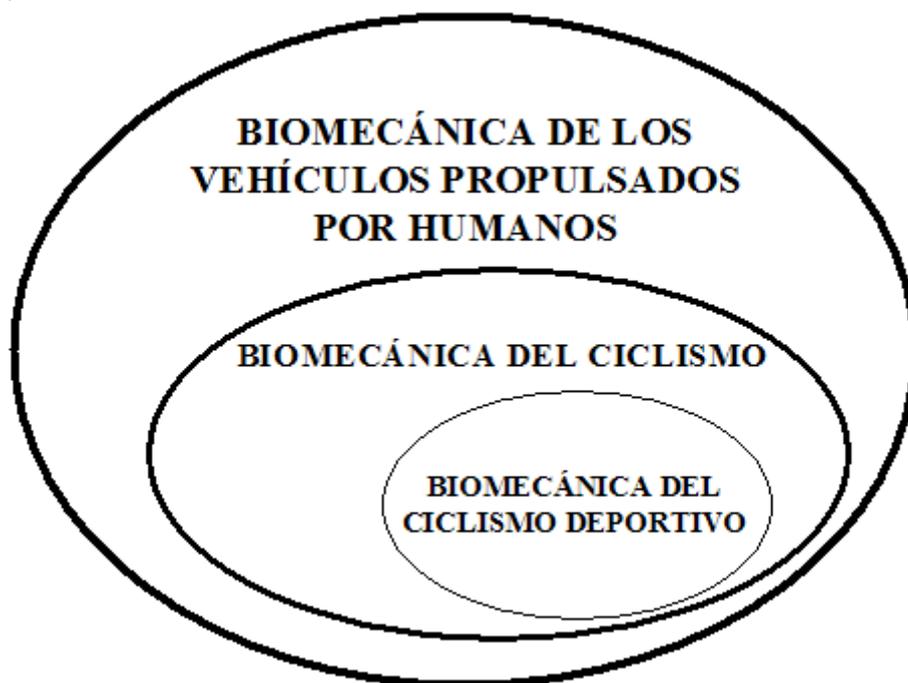


Figura-1.-Campo de estudio de la Biomecánica del Ciclismo Deportivo.

En esta limitación ha tenido bastante que ver en la deportivización del Ciclismo a finales del Siglo XIX y principios del XX. Este hecho coincide con la era moderna del deporte, hasta el punto que algunos autores piensan que el Ciclismo fue “*el precursor de la actividad deportiva moderna*”, con la creación de asociaciones deportivas, la construcción de velódromos, la organización de marchas cicloturistas y competiciones ciclistas, etc. (77). Lo que ocurrió fue que, las citadas asociaciones de nivel local, regional, nacional e internacional, marcaban una moda o estilo en el uso recreativo de las bicicletas, a la vez que estipulaban las reglas de la competición ciclista; esto ha afectado al diseño de la bicicleta, que ha evolucionado hasta una geometría más o menos estandarizada, dando lugar a un vacío en el estudio de nuevas formas de relación entre el hombre y la máquina (135). Sirva de ejemplo que algunos autores han resaltado

las ventajas de las bicicletas recostadas (Figura-2), tan antiguas como las bicicletas tal y como las conocemos hoy día (datan de 1896), desde el punto de vista de ahorro energético, confort y seguridad, a la vez que acusan a las asociaciones ciclistas de ser las culpables de la no extensión de este tipo de vehículos (124, 127). Por los motivos que se han expuesto, la mayoría de los estudios sobre Biomecánica del Ciclismo se centran en analizar y optimizar la relación entre el hombre y la bicicleta concibiendo a esta última en su vertiente deportivizada y estandarizada.

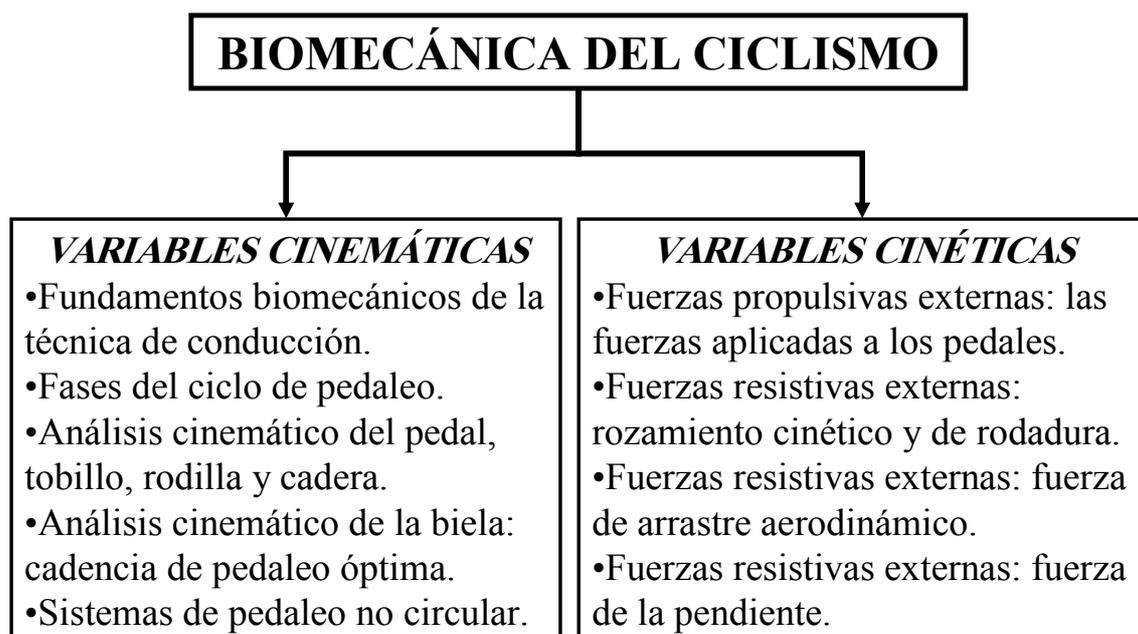


Figura-2.-"The Horizontal Bicyclette normale" de M. Challand, dibujo del periódico "La Nature" (Octubre de 1896).

El interés que ha despertado la Biomecánica del Ciclismo tiene bastante que ver con los esfuerzos de numerosos investigadores por comprender los fundamentos de una forma de locomoción alternativa, a la vez que se han estudiado diferentes factores relacionados con la mecánica del sistema músculo-esquelético (93). La reciente profundización en nuevos diseños de bicicletas, instrumentación para medir las cargas soportadas por el ciclista, y el efecto de dichas cargas sobre el sistema músculo-esquelético, han estimulado a muchos investigadores en los últimos 100 años. Además, los avances en la tecnología han permitido una profundización adicional, que pretende comprender la mejor configuración ciclista-bicicleta y optimizar los recursos humanos disponibles para transmitir eficazmente fuerza (potencia) a la bicicleta (56).

Las distintas revisiones sobre la Biomecánica del Ciclismo (3, 4, 11, 40, 41, 56, 67, 78, 94, 136, 137) no suelen coincidir a la hora de estructurar la temática, ya que, al tratarse de un complejo ciclista-bicicleta, la modificación de unas variables biomecánicas va a comprometer el comportamiento o modificación de otras. Por ejemplo, la cadencia de pedaleo afectará a la fuerza aplicada sobre el pedal, pero a su vez ésta se verá condicionada por la potencia o rendimiento de la pedalada. Igualmente, la ergonomía o el confort con el que se va a llevar a cabo la actividad depende del ajuste de la bicicleta a las características antropométricas del ciclista, lo que a su vez condiciona una serie de variables cinemáticas (ángulos de rodilla y cadera, etc.) y cinéticas (fuerzas, presiones, etc.) durante el ciclo de pedaleo.

Para elaborar el presente capítulo, la valoración Biomecánica del Ciclismo Deportivo se divide en dos grandes apartados (Cuadro-1). En el primero de ellos se analizan las principales variables cinemáticas (de movimiento) del Ciclismo, desde movimientos más generales, como es la técnica de conducción, hasta movimientos más específicos, como el estudio de la pedalada y de la trayectoria seguida por los segmentos corporales y articulaciones implicadas en la misma. Un buen ejemplo de modificación de la cinemática de la pedalada puede observarse en los sistemas de pedaleo no circular. El segundo apartado abarca las variables cinéticas (fuerzas), donde se comentan las principales fuerzas que afectan al Ciclismo, clasificándolas en propulsivas y resistivas. Aunque tradicionalmente se ha dicho que las fuerzas que afectan al Ciclismo son la aerodinámica, el rozamiento cinético y de rodadura, y el efecto de la pendiente (56, 78), esta clasificación sólo hace referencia a las fuerzas resistivas, y no a las fuerzas propulsivas. En el presente capítulo también se analizarán los fundamentos y factores que afectan a las fuerzas propulsivas externas, fundamentalmente a las fuerzas aplicadas a los pedales y la biela. Estas fuerzas tienen su origen en los músculos de los ciclistas, aspecto al que hará referencia el profesor Miguel del Valle en el siguiente capítulo.



Cuadro-1.-Variables cinemáticas y cinéticas que determinan el análisis biomecánico del Ciclismo.

3.3.1.-Variables cinemáticas del Ciclismo.

3.3.1.1.-Fundamentos biomecánicos de la técnica de conducción.

Desde un punto de vista puramente mecánico, la unidad ciclista-bicicleta representa un buen ejemplo de equilibrio inestable, que es aquel en el que una pequeña fuerza puede deteriorar la condición de equilibrio. Esto es así por dos

motivos fundamentales: en primer lugar, porque el centro de gravedad del sistema se encuentra encima de la base de sustentación; y en segundo lugar, porque las dimensiones de la bicicleta son muy reducidas, perjudicando su estabilidad. Se trata pues, como en el equilibrio del cuerpo humano, de un péndulo invertido (1, 58).

Según la opinión de Henke *et al* (67), un mejor manejo y estabilización del sistema ciclista-bicicleta supone una mayor eficiencia en el Ciclismo, o dicho de otra forma, sería un factor que diferenciaría entre ciclistas de distinto nivel. Para estos autores, en sistema ciclista-bicicleta se identifican dos cadenas de palancas: una de ellas se encargaría de la estabilización, que es lo que ahora nos ocupa, y estaría compuesta por el manillar, los brazos y los hombros; la otra, es la responsable de la propulsión o el impulso, y englobaría los pedales, las bielas, los pies, piernas y muslos del ciclista. Mientras que la configuración de la bicicleta, en relación a la cadena de palancas de estabilización, apenas ha cambiado en los últimos 100 años, sí que se han podido constatar cambios significativos en la cadena de palancas de propulsión, con el diseño de pedales con rastrales, y posteriormente, pedales automáticos, la inclusión del piñón libre frente a las antiguas bicicletas con piñón fijo, etc.

Las estrategias utilizadas por los ciclistas para conducir la bicicleta son fundamentalmente dos. La primera, inclinando el cuadro de la bici, produciendo así dos radios rodantes de diferente magnitud que provocarán el giro (por ejemplo, como ocurre con un aro de hula-hop cuando se ha lanzado a rodar y pierde su trayectoria recta, dando vueltas en círculo). La segunda, girando la dirección, de manera que la rueda trasera seguirá el mismo camino que la rueda delantera (es un mecanismo idéntico al que utilizan los vehículos de cuatro ruedas, donde la inclinación del cuadro no es posible). Ambas estrategias permiten alinear la proyección del centro de gravedad del sistema en la base de sustentación de las ruedas. Los citados mecanismos se aprecian muy bien durante la conducción sin manos, explicada desde hace más de un siglo (Rankine en 1869), en la que, la estrategia para girar consiste en desplazar el peso hacia el interior de la curva, provocando de esta manera un giro en el manillar. Por este motivo, se puede decir que el manillar responde a los movimientos de inclinación del cuadro y viceversa. En la Figura-3 se representan los radios rodantes de la rueda, el ángulo de inclinación del cuadro y el ángulo de giro del manillar.

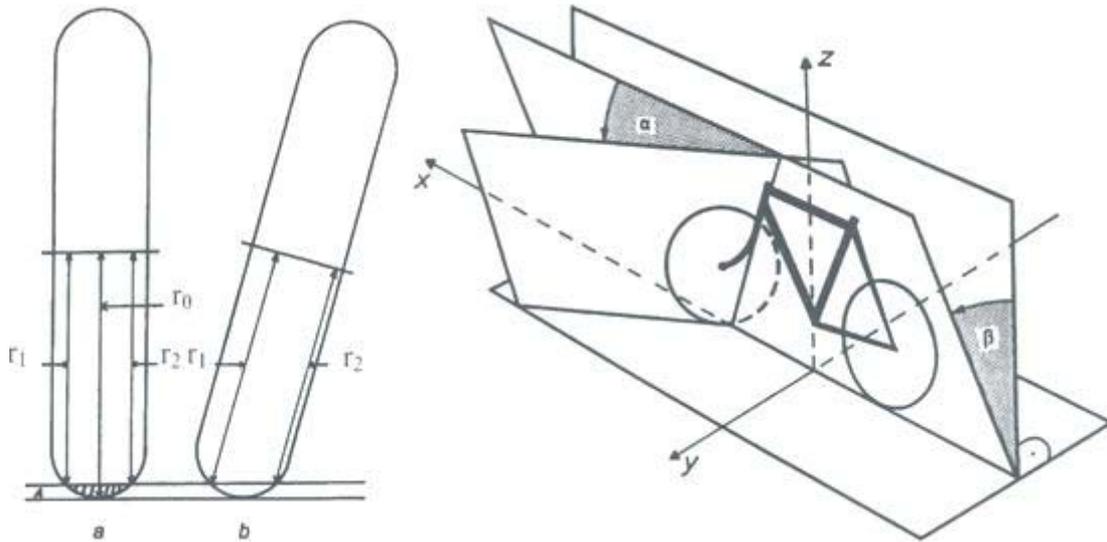


Figura-3.-Radios rodantes (r_1 y r_2) de la rueda con el cuadro perpendicular al suelo (a) e inclinado hacia el interior de la curva (b) (izquierda). Ángulos del manillar (α) y del cuadro (β) (derecha) (modificado de Henke et al, 2002).

Igualmente, las dimensiones de la bicicleta van a influir en la estabilidad del sistema ciclista-bicicleta, habiéndose desarrollado un modelo matemático (Timoshenko y Young en 1948) que dice (67): la conducción es más estable cuando disminuye la altura del centro de gravedad del sistema, aumenta la distancia desde el eje trasero hasta la línea de gravedad (línea del peso del sistema ciclista-bicicleta) y aumenta la longitud entre los ejes de la bicicleta (Figura-4). La utilidad práctica de este modelo matemático la encontramos durante el transcurso de las propias competiciones de Ciclismo en Ruta, ya que los ciclistas eligen bicicletas más pequeñas para las etapas de montaña, además de por reducir el peso, porque son más manejables (más inestables) durante los descensos sinuosos. Lo contrario ocurre con las etapas llanas en línea recta, donde una bicicleta más grande asegura una mayor eficiencia, o sea, menores movimientos de oscilación medio-lateral durante el pedaleo. Además, cuando los ciclistas quieren conseguir una mayor estabilidad en la conducción, desplazan su cuerpo hacia el eje delantero de la bicicleta, lo cual vuelve a estar de acuerdo con el citado modelo. Este modelo también explica la conducción sin manos puede realizarse en condiciones de equilibrio cuando la velocidad de la bicicleta oscila entre $16-20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, gracias al momento de inercia angular generado por ambas ruedas. En este sentido, las ruedas lenticulares aumentarían la inercia angular de las ruedas, resultando perjudicial su uso en recorridos sinuosos, con constantes cambios de dirección.

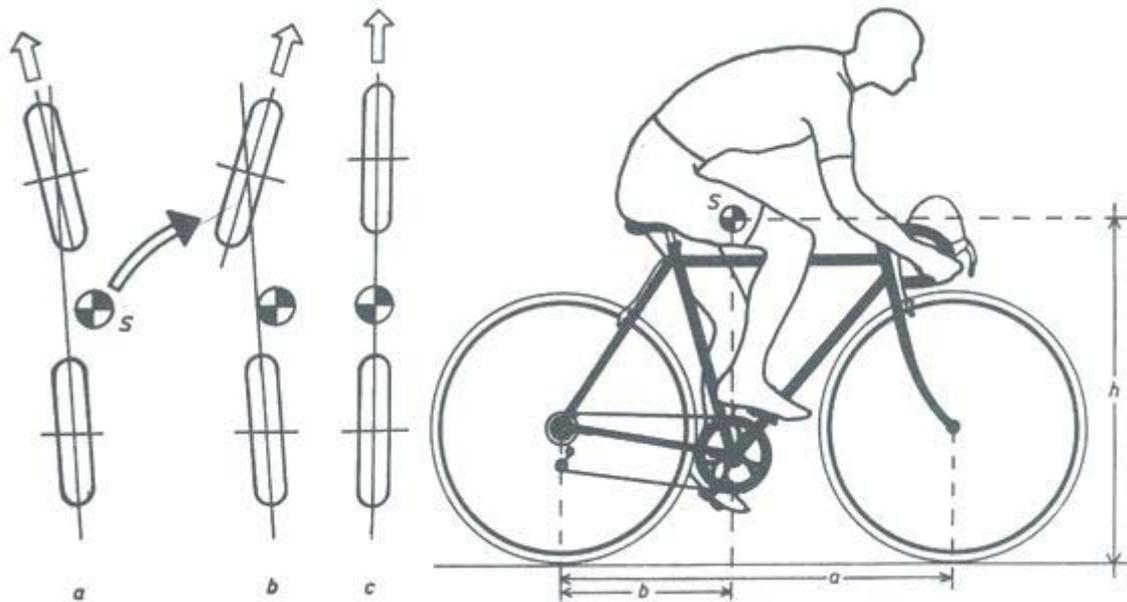
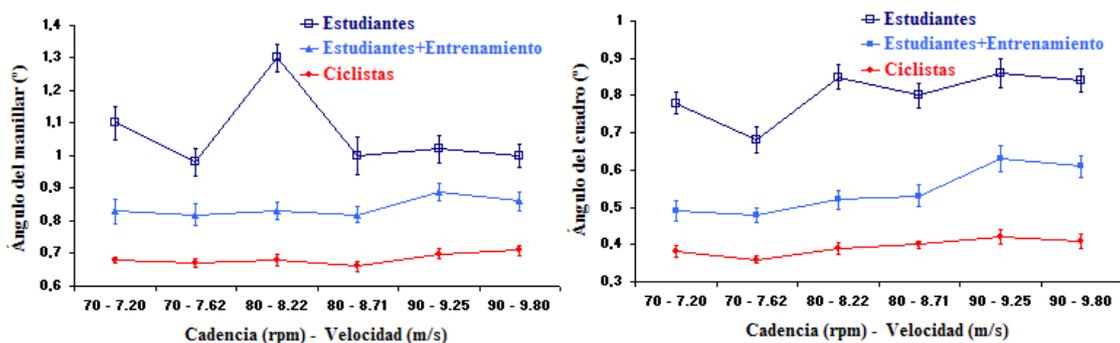


Figura-4.-Efectos del giro de la rueda delantera en la proyección del centro de gravedad del sistema ciclista-bicicleta (S) sobre la base de sustentación de la bicicleta (izquierda). Medidas de la bicicleta que afectan a la estabilidad de la conducción: h = altura del centro de gravedad del sistema; a = distancia entre los ejes delantero y trasero; b = distancia entre el eje trasero y la línea de gravedad del sistema (S) (derecha) (modificado de Henke et al, 2002).

Existe una metodología de análisis biomecánico de la técnica de conducción en línea recta. Consiste en colocar un inclinómetro digital en el cuadro de la bicicleta (permite registrar el ángulo de inclinación del cuadro), así como un electrogoniómetro en el manillar de la misma (permite registrar el ángulo de giro del manillar). Una conducción más técnica (eficaz) en línea recta es aquella que se caracteriza por escasos movimientos del manillar y del cuadro de la bicicleta. En una investigación llevada a cabo por Henke *et al* (67), comparando a 12 ciclistas juveniles con 10 estudiantes de educación física concluyó que, el nivel de práctica tenía una influencia alta en dichos ángulos (Figura-5). La fuerza de pedaleo también deteriora la técnica de conducción, ya que se aplica en un plano paralelo al cuadro, provocando mayores movimientos del mismo. No se ha demostrado ninguna relación entre la cadencia de pedaleo o la velocidad de desplazamiento y los ángulos de inclinación del cuadro y del manillar (67).



*Figura-5.-Ángulo del manillar (α) en estudiantes, estudiantes tras un periodo de entrenamiento y ciclistas a diferentes cadencias y velocidades (izquierda).
Ángulo del cuadro (β) en estudiantes, estudiantes tras un periodo de entrenamiento y ciclistas a diferentes cadencias y velocidades (derecha).
(modificado de Henke et al, 2002).*

Las implicaciones prácticas de este estudio son dos; en primer lugar, que la apreciación subjetiva de que un buen ciclista lleva un “pedaleo redondo” (pocas oscilaciones del cuadro en un plano frontal de filmación) durante una prueba en línea (por ejemplo, una contrarreloj), coincide con los datos objetivos que acabamos de comentar; en segundo lugar, que las fuerzas aplicadas en los pedales durante la ascensión a los puertos (que como se verá, son más elevadas que en el pedaleo en llano), pueden explicar las mayores oscilaciones de la bicicleta en pendientes poco pronunciadas.

El fundamento biomecánico del equilibrio durante la conducción en curvas y/o peraltes es desarrollado por Di Prampero (40). La estabilidad del sistema en estas situaciones se debe a la combinación entre la aceleración de la gravedad y la aceleración centrífuga, que tiene la misma magnitud y dirección, pero diferente sentido que la aceleración centrípeta (ésta es directamente proporcional a la velocidad lineal de la bicicleta, e inversamente proporcional al cuadrado del radio de la curva). Así, la fuerza resultante se encuentra alineada con la base de sustentación delimitada por las ruedas. Como puede observarse en la Figura-6, la aceleración centrífuga se ve compensada por la descomposición del peso del sistema ciclista-bicicleta (éste es directamente proporcional al peso del sistema y el ángulo del peralte) y el rozamiento estático de las ruedas (ambos se dirigen hacia el interior de la curva). La descomposición del peso del sistema ciclista-bicicleta se ve favorecida por la inclinación del peralte. En la práctica, este ejemplo sirve para entender por qué los velódromos destinados para Ciclismo en Pista se encuentran peraltados. Además, uno de los tests utilizados para homologar estos velódromos consiste en conducir un ciclomotor a una velocidad determinada, manteniendo la trayectoria de la curva. Si la trayectoria de la curva no puede mantenerse es posible que el ángulo del peralte sea insuficiente.

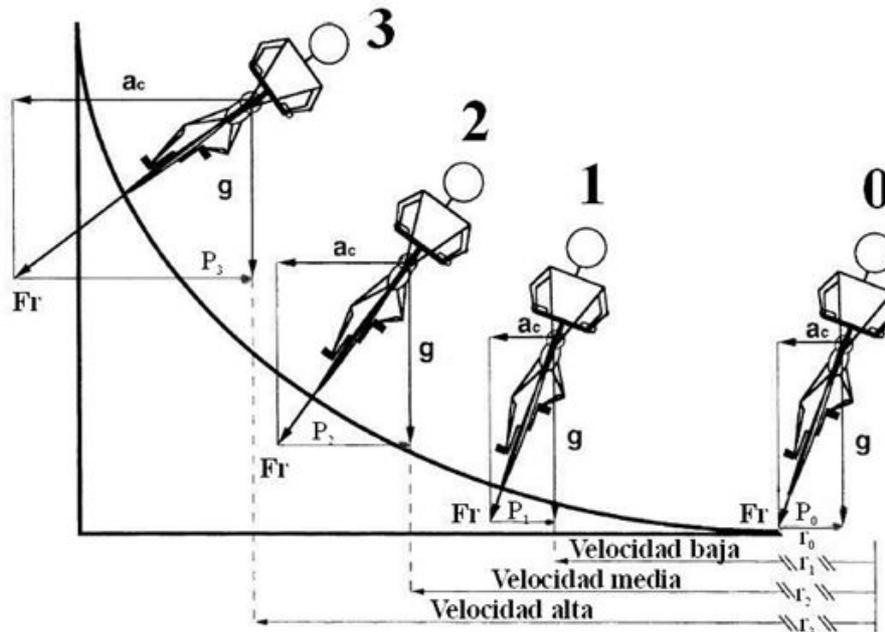


Figura-6.-Diagrama de fuerzas encargadas de mantener el equilibrio durante la conducción en curvas y/o peraltes: a_c = aceleración centrífuga, g = aceleración de la gravedad; $P_{0,1,\dots}$ = aceleración centrípeta debida a la descomposición del peso del sistema ciclista-bicicleta; Fr = fuerza resultante de a_c y g ; $r_{1,2,\dots}$ = radios de giro de la curva (a partir de Di Prampero, 2000).

3.3.1.2.-Fases del ciclo de pedaleo.

El estudio cinemático del pedaleo necesita de una nomenclatura común para denominar las diferentes fases del ciclo de pedaleo. Normalmente se utiliza la biela de la bicicleta como punto de referencia. Así, podemos estudiar la cinemática de la propia biela y de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera, encargadas de propulsar la bicicleta, analizando sus desplazamientos en los tres ejes espaciales, ángulos, velocidades y aceleraciones angulares. Estas variables serán importantes para estudiar la cadencia de pedaleo o tiempo del ciclo de pedaleo (así como la cadencia de pedaleo óptima), el comportamiento cinemático lineal y angular de las articulaciones, las diferencias entre ciclistas de distinto nivel, etc.

Analizando el movimiento de una de las piernas del ciclista, el ciclo de pedaleo con sistemas circulares (convencionales) describe una circunferencia delimitada por el giro de la biela, la cual, puede subdividirse en infinitas fracciones. Sin embargo, lo más habitual es dividirla en ocho fracciones de 45° cada una (Figura-7): considerando que la biela en posición vertical con el pedal en el punto más alto describe un ángulo de 0° (también denominado punto muerto superior), que la biela en posición horizontal con el pedal adelantado describe un ángulo de 90° (también denominado punto de máximo par o máximo momento), que la biela en posición vertical con el pedal en el punto más bajo describe un ángulo de 180°

(también denominado punto muerto inferior), y que la biela en posición horizontal con el pedal atrasado describe un ángulo de 270° (4, 41, 80).

Normalmente, los investigadores no han utilizado una nomenclatura común para denominar las fases que se encuentran delimitadas por los puntos muertos superior e inferior ($0-180^\circ$ y $180-360^\circ$), debido a las discrepancias que existen sobre la propulsión durante la fase de $180-360^\circ$. Sólo unos pocos las han denominado como fase motriz principal y secundaria, respectivamente, etc. Sin embargo, también han considerado dos fases más, próximas a los puntos muertos, que denominan “fases casi pasivas” (11). Por este motivo, y en un intento de simplificar todavía más el ciclo de pedaleo en Ciclismo, se ha optado por llamar “fase de impulso” a todo el movimiento realizado entre $0-180^\circ$, y “fase de recobro”, al que acontece entre los $180-360^\circ$ (Figura-7).

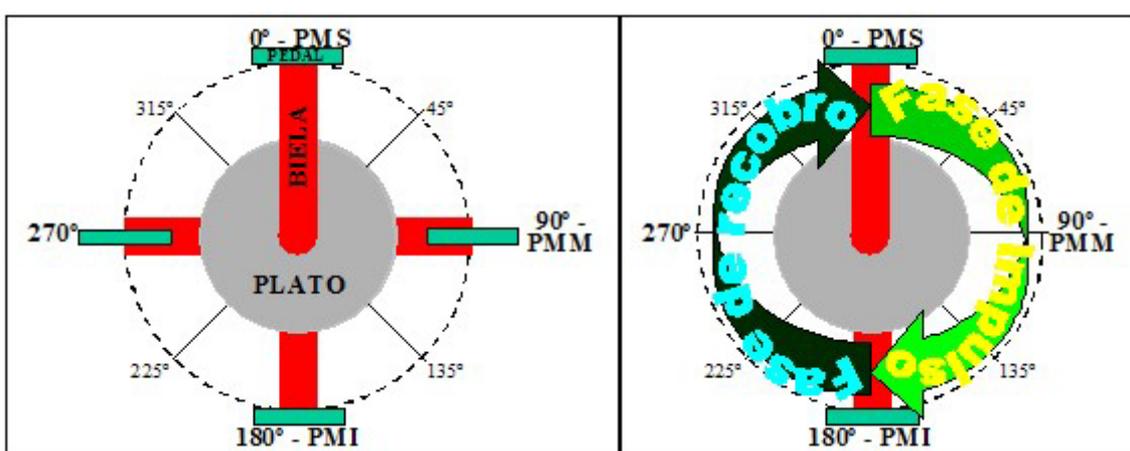


Figura-7.-Fases del ciclo de pedaleo analizado en una sola pierna. Punto muerto superior (PMS), punto de máximo par o momento (PMM), punto muerto inferior (PMI), fase de impulso ($0-180^\circ$) y fase de recobro ($180-360^\circ$).

3.3.1.3.-Análisis cinemático del pedal, tobillo, rodilla y cadera.

Los parámetros cinemáticos del pedal y las articulaciones de la extremidad inferior del ciclista (desplazamientos, velocidades y aceleraciones angulares) se ven afectados por multitud de variables como la cadencia (intrínsecamente influye en la obtención de velocidades y aceleraciones angulares), la inclinación del ciclista sobre la bicicleta (modifica los ángulos máximo y mínimo de la cadera), la forma de la zapatilla (zapatillas antiguas o planas frente a los nuevos modelos con elevación del retropié, influirán en la cinemática del tobillo) y la geometría de la bicicleta (altura del sillín, longitud de la biela, ángulo del tubo del sillín, etc.) (4, 56). Por este motivo, la comparación entre estudios resulta difícil, a pesar de lo cual, se pueden extraer algunos datos relevantes como los que se presentan a continuación.

El análisis cinemático del pedaleo suele realizarse filmando el plano sagital del ciclista, aunque también existen trabajos, cada vez más abundantes, sobre la cinemática de las articulaciones en el plano frontal (Figura-8). El modelo más utilizado para el análisis del plano sagital (4) consiste en 8 puntos (centro de la biela, centro del pedal, 5º metatarso, calcáneo, maléolo externo, cóndilo femoral externo, trocánter mayor del fémur y acromio) que delimitan 6 segmentos (biela, pedal, pie, pierna, muslo y tronco) y 5 ángulos (biela, pedal, tobillo, rodilla y cadera). Los ángulos de extensión de la cadera, rodilla y tobillo son considerados positivos, mientras que la flexión se representa con signos negativos. El ángulo del pedal es positivo y negativo cuando se encuentra por encima o por debajo de la horizontal, respectivamente (4). Por su parte, el modelo más utilizado para el análisis del plano frontal (119) sólo considera 3 puntos (centro del pedal, centro del tobillo y centro de la rodilla) que delimitan 2 segmentos (pie y pierna) y una distancia (distancia entre los ejes longitudinales que pasan por el centro de rotación del pedal y de la rodilla). Este último modelo ha sido revisado recientemente, proponiéndose 5 puntos (centro del pedal, maléolos interno y externo, cóndilos femorales interno y externo), de los cuales 4 se utilizan para delimitar exactamente los centros articulares de la rodilla y el tobillo (55). Sin embargo, la determinación exacta de los centros articulares es más importante de cara a calcular los momentos de fuerza generados en las articulaciones que para llevar a cabo un análisis cinemático. Se destaca pues, que del análisis del plano frontal, la variable más importante es la oscilación medio-lateral del eje de la rodilla respecto al eje del pedal.

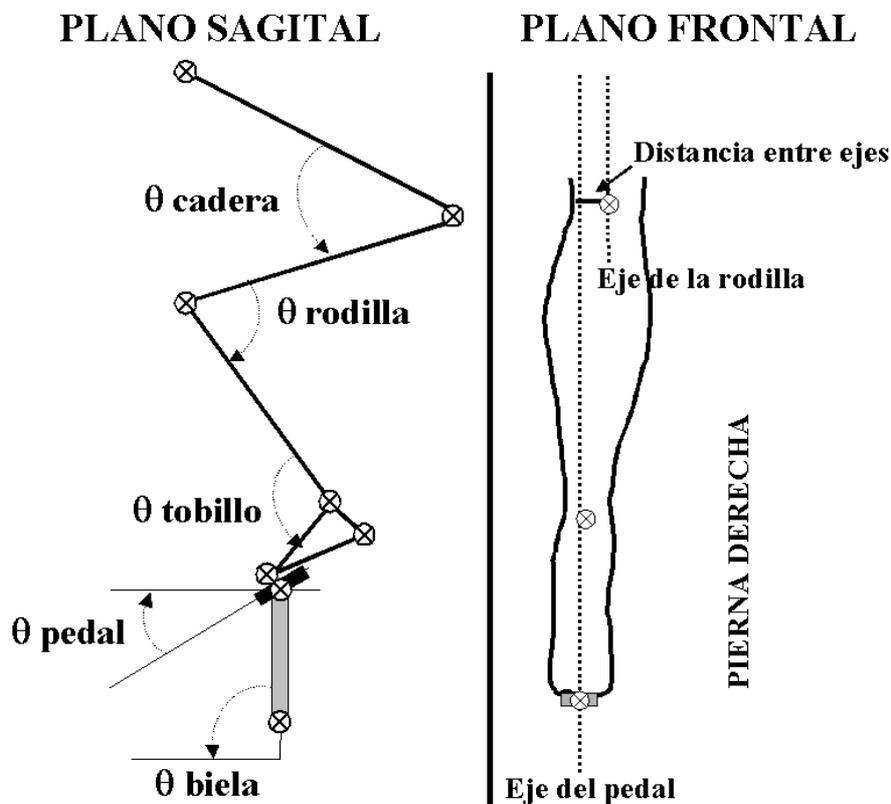


Figura-8.-Análisis cinemático en los Planos Sagital (Álvarez, 1995) y Frontal (Ruby et al, 1992): Marcadores de los puntos (\otimes), segmentos (—) y ángulos analizados (θ).

El análisis cinemático del pedal en el plano sagital presenta algunos hallazgos interesantes, como los comentados por Cavanagh y Sanderson (29), al estudiar a un grupo de ciclistas profesionales de persecución en pista. En contra de lo que parecía ser el modelo técnico ideal de pedaleo, que consistiría en colocar el pedal con un ángulo positivo en el último cuarto del ciclo de pedaleo (entre 270-360°), en este lugar se obtuvieron los mayores ángulos negativos, o dicho de otra forma, el pedal era arrastrado por la pierna, y no empujado por ella. Lo que se acaba de comentar ha sido refrendado por otros investigadores en ciclistas profesionales de ruta (4, 13, 56). En la Tabla-1 se presentan los ángulos máximos y mínimos del pedal obtenidos por diferentes autores. Destacar que, el ángulo máximo se obtiene aproximadamente cuando la biela está a 100°, mientras que el ángulo mínimo se obtiene a unos 280°. Además, la cadencia de pedaleo afecta a estos ángulos, mostrando los ciclistas profesionales mayores rangos de movimiento angular del pedal que los cicloturistas, sobre todo cuando aumenta la cadencia. Este hecho tiene que ver con la disminución del coste motor del pedaleo (“*Moment Cost Function*”) en los ciclistas profesionales, concepto que será explicado más adelante.

	Bolourchi y Hull (1985) **			Cavanagh y Sanderson (1986) **	Álvarez (1995) *			Álvarez (1995) **		
rpm	63	80	100	90	75	85	95	75	85	95
θ máx	5	1	-4	21	7	5	5	15	14	11
θ mín	-38	-45	-48	-40	-35	-33	-33	-25	-28	-36

Tabla-1.-Ángulos máximo (θ máx) y mínimo (θ mín) de pedal obtenidos por diferentes autores a distintas cadencias (rpm); en cicloturistas o ciclistas amateurs (*) y en ciclistas profesionales (**).

Es muy difícil comparar la cinemática angular del tobillo en el plano sagital con los resultados obtenidos por otros autores, ya que el ángulo del tobillo puede alterarse según el modelo de puntos y segmentos aplicado (Figura-9), así como por el uso de distintos tipos de zapatillas (provocan diferentes niveles de flexión plantar). El modelo descrito en el presente capítulo considera que el pie es la unión entre el maléolo externo y el 5° metatarso (θ), aunque también puede considerarse la unión entre éste y el calcáneo (θ'), o incluso entre el calcáneo y el pedal (θ''), o entre el maléolo y el pedal (56). Esto supone una dificultad a la hora de comparar los valores absolutos de los ángulos máximos y mínimos, pero no afecta al rango de movimiento articular del tobillo, que es de unos 20°,

aproximadamente. En el ejemplo que se presenta (Figura-9), el ángulo mínimo acontece cuando la biela está a unos 60° (primer cuarto de rotación), y el máximo, sobre los 225° (tercer cuarto de rotación). Al igual que ocurre con la cinemática del pedal, y con el mismo argumento, este rango de movimiento articular es mayor en ciclistas profesionales que en amateurs (4, 28).

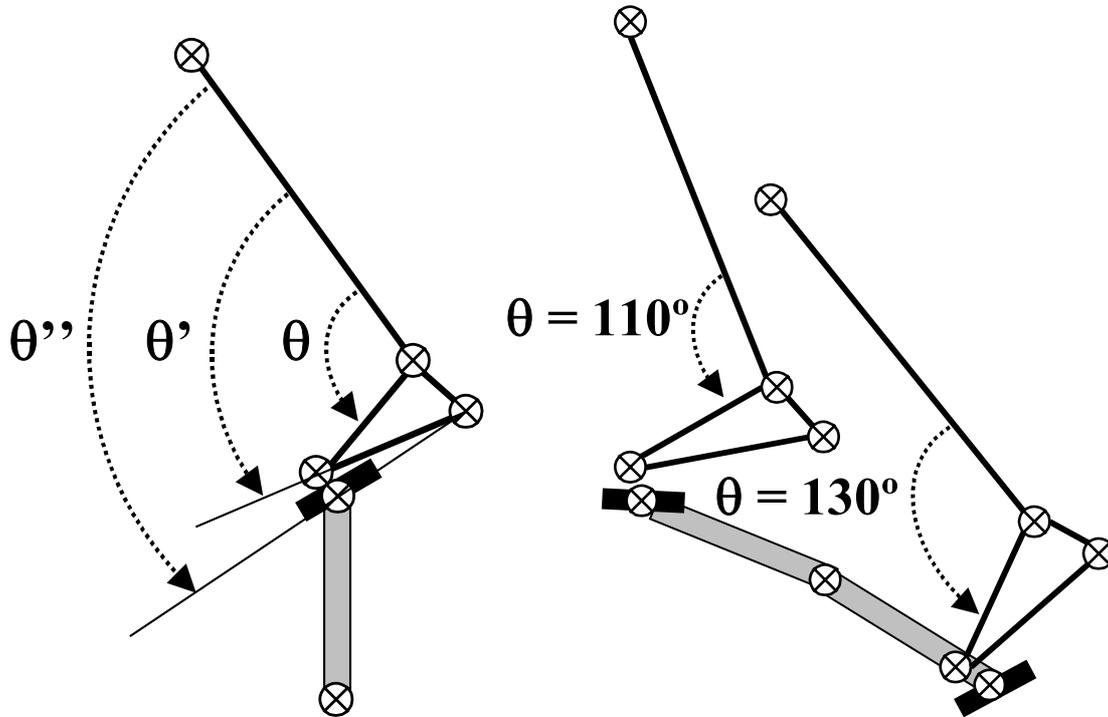


Figura-9.-Cinemática angular del tobillo en el plano sagital: Diferentes modelos utilizados para medir el ángulo del tobillo (izquierda). Ángulos máximo y mínimo durante un ciclo de pedaleo de un ciclista profesional (derecha).

Los valores más utilizados en la literatura específica y más fáciles de comparar son aquellos que hacen referencia a la cinemática angular de la rodilla en el plano sagital. Así, se conoce que la máxima flexión de rodilla acontece aproximadamente a los 340° de biela (cerca del PMS), y la máxima extensión sobre los 150° (cerca del PMI). Además, como ya demostrara Nordeen (102), la altura del sillín afectará sustancialmente a la cinemática angular de la rodilla. En la siguiente tabla se presentan los datos de máxima flexión, máxima extensión y rango de movimiento obtenidos para la articulación de la rodilla por diferentes autores (Tabla-2). La máxima flexión de rodilla sólo es inferior a 60° en los ciclistas amateurs (4), destacando este autor que los ciclistas amateurs adoptan posiciones excesivamente bajas comparadas con las de otros trabajos, y que su variación intragrupo es mayor, lo cual indica que tienen poca capacidad para ajustar correctamente la altura del sillín. Varios estudios aconsejan utilizar el ángulo máximo de rodilla como variable de referencia para ajustar la altura del sillín, afirmando que la extensión debe encontrarse entre los 150° (28, 41) ó los $145\text{-}150^\circ$ (141). Estos valores son más altos que los presentados en la Tabla-2 ($140 \pm 1.8^\circ$); sin embargo, una altura relativamente elevada no produciría tantas

alteraciones como una postura demasiado baja (41). En este sentido, podemos concluir que la máxima flexión de la rodilla no debería ser menor de 60° (valores entre 60-70°), ni la máxima extensión mayor de 150° (valores entre 140-150°), por lo que el rango de movimiento articular oscilará entre los 70-80°.

AUTOR	θ máx.	θ mín.	θ máx. - θ mín.
Nordeen (1977) **	141	68	73
Cavanagh y Sanderson (1986) **	143	69	74
Álvarez (1995). **	133	62	71
Álvarez (1995) *	124	55	69
García <i>et al</i> (2001) **	143	70	73
Media ciclistas profesionales **	140±1.8	70±1.4	73±0.5

*Tabla-2.-Ángulo máximo (θ máx), ángulo mínimo (θ mín), y rango de movimiento (θ máx- θ mín) de la articulación de la rodilla obtenidos en: *= Cicloturistas o ciclistas amateurs; **= Ciclistas profesionales.*

La cinemática de la rodilla también ha sido analizada en el plano frontal (119), a pesar de que algunos estudios han considerado que el movimiento y las fuerzas mediolaterales generadas durante el ciclo de pedaleo son prácticamente despreciables (discutido por 72). Aquellos estudios han demostrado que es necesario medir los momentos de fuerza de la rodilla fuera del plano sagital, por su relación con el estrés que soporta dicha articulación, y su posible influencia en las lesiones (119). En este sentido, el pedaleo normal supone una mayor aducción (la rodilla se encuentra entre el pedal y el cuadro de la bici) que abducción, con desviaciones de la rodilla hacia el cuadro de unos 2 cm, y sobrepasando exteriormente al pedal sólo en 0.3 cm (rango de movimiento de la rodilla en el plano frontal de 2.3 cm) (119). Estudios recientes que han comparado los movimientos de aducción/abducción de la rodilla a diferentes intensidades del $VO_{2máx}$ (<50%, 51-70%, 71-90% y >91%) han demostrado que el rango de movimiento es mayor en la pierna no dominante que en la pierna dominante, sobre todo, a intensidades mayores del 70% del $VO_{2máx}$, llegando a obtener valores entre 3-4 cm (25).

Por último, el ángulo de la cadera en el plano sagital, determinado por la relación entre los segmentos del tronco y el muslo, es difícilmente comparable entre estudios, porque depende de la flexión del tronco (determinada por el agarre en el manillar) y de la altura del sillín (11). Sin embargo, puesto que durante el ciclo de pedaleo la cadera es, aparentemente, la articulación más fija de la extremidad inferior, se puede analizar su cinemática lineal. Existen discrepancias respecto al comportamiento del eje de la cadera (trocánter mayor del fémur), y mientras unos autores consideran que éste permanece “virtualmente estacionario”, con movimientos de aproximadamente 1 cm (73), otros describen movimientos de mayor rango (56). Así, Nordeen y Cavanagh (1975) ya advirtieron que el

movimiento de la cadera es sustancial, cifrando oscilaciones en el eje antero-posterior entre 1-2 cm, y en el eje vertical (longitudinal) de unos 3 cm o más (56). Nuestros resultados apoyan esta última hipótesis (Figura-10), constatándose una oscilación media de la cadera en el eje longitudinal entre 3-4 cm, y en el eje antero-posterior entre 1-2 cm, durante 5 ciclos de pedaleo a 32 km/h sobre un ciclo-simulador. Para Gregor *et al* (56), la importancia de estas oscilaciones radica en que pueden afectar al cálculo del momento pico de las articulaciones de la rodilla y de la cadera entre un 5 y un 10%. Según estos autores, aunque los entrenadores recomiendan que el movimiento de la cadera sea minimizado (particularmente el asociado a la a rotación pélvica), el efecto que el movimiento de la cadera tiene sobre el rendimiento del ciclista debe ser estudiado más profundamente (56). En general, se conoce que las oscilaciones verticales de la misma son mayores que las antero-posteriores.

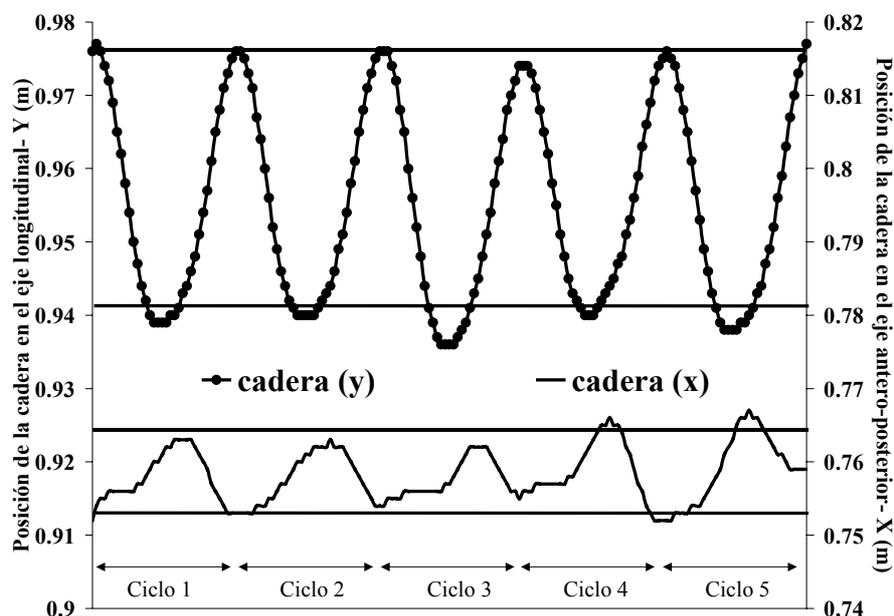


Figura-10.-Posición de la cadera en los ejes longitudinal (cadera-y) y antero-posterior (cadera-x) en un ciclista profesional, durante 5 ciclos de pedaleo en ciclo-simulador a 32km/h.

Según lo que se ha comentado, al analizar los rangos de movimiento de cada una de las articulaciones mencionadas encontramos que la rodilla ($\approx 70^\circ$) tiene un mayor rango que la cadera ($\approx 50^\circ$), y ésta, mayor que el tobillo ($\approx 20^\circ$) (28). La rodilla y la cadera pueden variar sensiblemente estos rangos, dependiendo de la altura del sillín y la posición del tronco, respectivamente, mientras que el tobillo mantendrá estable su rango de movimiento, modificándose los valores de flexión y extensión en función de la metodología utilizada para su análisis (4, 56). Igualmente, la cadena cinemática característica de un ciclo completo de pedaleo (Figura-11) refleja que la máxima flexión de rodilla ocurre antes ($\approx 340^\circ$) que la máxima flexión de cadera (\approx PMS ó 10°) y de tobillo ($\approx 60^\circ$). Igualmente, la

máxima extensión de rodilla también se anticipa ($\approx 150^\circ$) a la de la cadera (\approx PMI ó 180°) y a la del tobillo ($\approx 200^\circ$) (28).

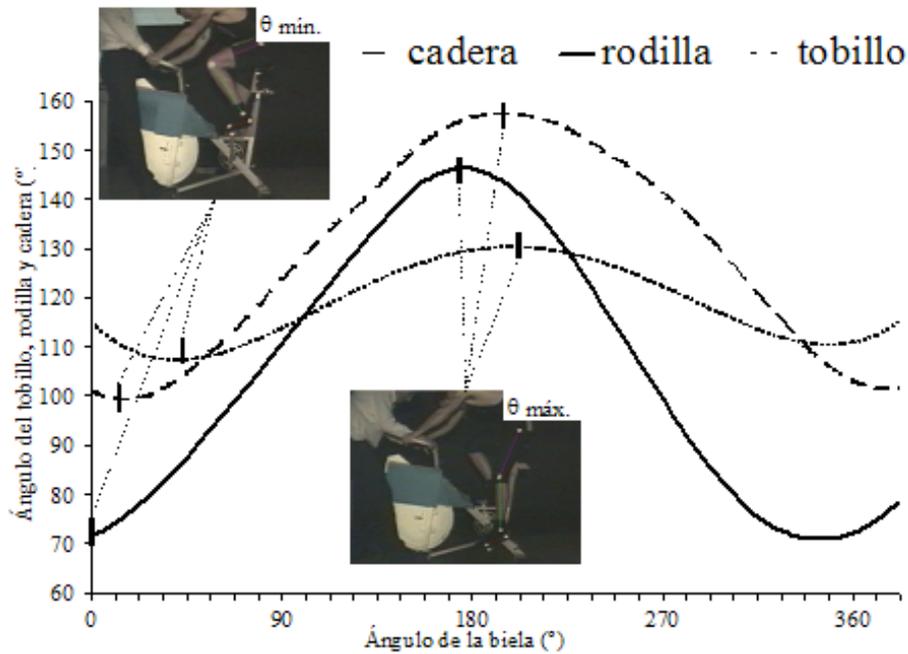


Figura-11.-Cadena cinemática del pedaleo en Ciclismo. Ángulos de cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de pedaleo. Las marcas e imágenes hacen referencia a la máxima flexión y extensión de las tres articulaciones.

La cinemática angular de la cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital, también puede arrojar otros resultados interesantes, referidos a las velocidades y aceleraciones angulares de estas articulaciones. Dichas variables se verán muy influenciadas por la cadencia de pedaleo, a pesar de lo cual son bastante útiles en las siguientes condiciones: 1-Cuando se quieren comparar datos de diferentes ciclistas obtenidos con la misma cadencia de pedaleo. 2-Cuando, en un mismo ciclista que pedalea a una cadencia estandarizada, se comprueban los efectos en la cinemática del pedaleo de un sistema de pedaleo no circular (será abordado en posteriores apartados). 3-Cuando se realizan cálculos de dinámica inversa o estimación de las fuerzas del pedaleo a partir de variables cinemáticas. Se pueden establecer unos rangos de velocidades y aceleraciones angulares (Tabla-3), obtenidas durante protocolos con cadencias entre 85-95 rpm (4, 74, 102). Las velocidades angulares máximas y mínimas de la rodilla, cadera y tobillo siguen el mismo patrón que los ángulos máximos y mínimos descritos en la cadena cinemática, y los valores de las mismas, ordenados de mayor a menor, también se corresponden con este orden. Las aceleraciones angulares son menores en el tobillo que en la cadera, y en ésta, menores que en la rodilla.

Articulación	v_α máx. (rad/s)	θ biela ($^\circ$)	v_α mín. (rad/s)	θ biela ($^\circ$)
Rodilla	5.3-5.9	75-80	(-4.0)-(-5.6)	240-245
Cadera	3.2-3.8	95-105	(-3.0)-(-3.4)	300-310

Articulación	a_α máx. (rad/s ²)	θ biela (°)	a_α mín. (rad/s ²)	θ biela (°)
Tobillo	3.0-3.4	120-125	(-1.7)-(-2.2)	300-350
Tobillo	27-35	70-75	(-23)-(-29)	260-265
Cadera	38-49	10-15	(-28)-(-38)	160-165
Rodilla	58-80	150-155	(-43)-(-54)	345-350

Tabla-3.-Rangos de velocidades y aceleraciones angulares máximas (v_α máx., a_α máx.) y mínimas (v_α mín., a_α mín.) de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo durante el pedaleo a una cadencia entre 85-95 rpm. Rangos de los ángulos de biela en los que se manifiestan (θ biela).

El análisis de las velocidades y aceleraciones angulares de la rodilla en un ciclista profesional (Figura-12), durante 5 ciclos de pedaleo a 95 rpm (42), muestra que los límites superiores e inferiores de velocidad y aceleración angular coinciden con los presentados por otros autores. En esta articulación, durante la fase de impulso, las velocidades y aceleraciones angulares son mayores que durante la fase de recobro.

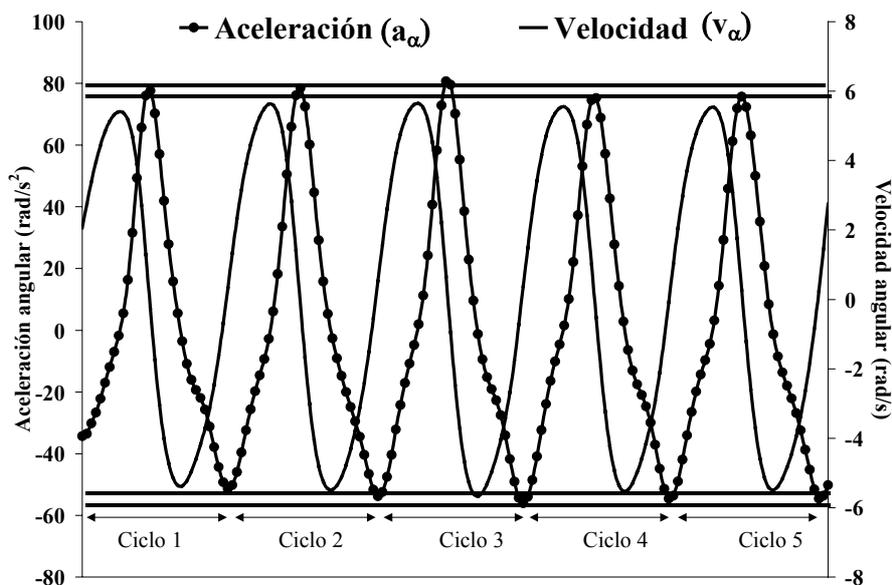


Figura-12.-Velocidades (v_α) y aceleraciones (a_α) angulares máximas y mínimas durante 5 ciclos de pedaleo consecutivos a 95 rpm: las líneas superiores e inferiores indican los límites que se han establecido para estas variables en un rango de pedaleo de 85-95 rpm.

3.3.1.4.-Análisis cinemático de la biela: cadencia de pedaleo óptima.

Normalmente se considera que la velocidad angular de la biela es constante para todo un ciclo de pedaleo, ya que la modificación de cadencia entre dos ciclos consecutivos y a lo largo de un ciclo son pequeñas (50). Según nuestros

resultados (Figura-13), obtenidos durante cuatro ciclos consecutivos de pedaleo a una cadencia de pedaleo constante de 86.2 rpm, se puede considerar que, en condiciones de pedaleo estable, todos los ciclos se realizan a la misma cadencia, ya que las cadencias de cada pedalada oscilaron entre 86.1 y 86.3 rpm (error máximo del 0.12%). Comparando la cadencia de pedaleo intraciclo observamos que las variaciones son mayores (entre 5.7-7.7%), aunque constantes en cada uno de los ciclos; también son mayores durante la fase de recobro, en comparación con la fase de impulsión (media de 6.7% frente a 5.9%, respectivamente). Estos resultados coinciden con el modelo teórico del comportamiento cinemático de la biela descrito por Burke (19). Por lo tanto, en condiciones de pedaleo estable se puede considerar que la cadencia media de un número de ciclos determinado es representativa de lo que ocurre en cada ciclo.

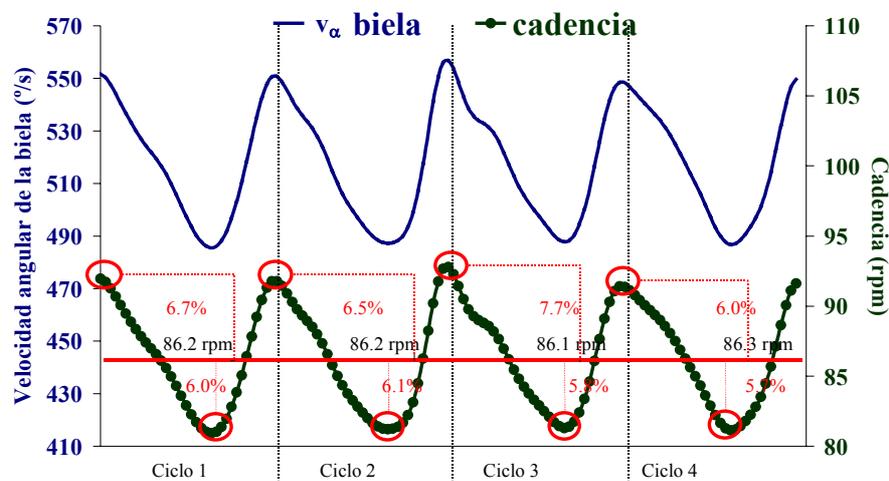


Figura-13.-Velocidad angular de la biela (v_{α} biela) y cadencia de pedaleo (cadencia) en 4 ciclos de pedaleo a 86.2 rpm: la línea marca la cadencia media de los 4 ciclos, y las anotaciones representan la cadencia media de cada ciclo, así como las variaciones intraciclo de la cadencia con respecto a la media.

La cadencia es la variable cinemática más estudiada en la literatura específica de Ciclismo, ya que es la única que puede alterarse libremente durante la carrera mediante cambios en la velocidad de la marcha y en el desarrollo utilizado (56). Además, es un parámetro de fácil cuantificación y monitorización, que ha sido muy estudiado bajo condiciones de laboratorio, y poco estudiado durante la competición (115). En estas condiciones, se ha determinado que el trabajo más antiguo es el de Pugh (111), y que el primero en utilizar bicicletas de competición fue el de Hagberg *et al* (56, 59). Este hecho tiene una justificación tecnológica, y es que hasta hace relativamente poco tiempo (aproximadamente una década), no se podía obtener información objetiva de la cadencia de pedaleo utilizada durante los entrenamientos y la competición. Ha sido la sofisticación de una herramienta muy común en el Ciclismo, como es el pulsómetro o cardiotacógrafo, lo que ha permitido, además de almacenar mayor número de registros de frecuencia cardíaca en un hardware más pequeño (obsérvese la

disminución en tamaño de estos instrumentos), monitorizar y registrar también la cadencia y la velocidad de desplazamiento de los ciclistas en las citadas condiciones. Existen diferentes modelos comerciales de pulsómetros (Figura-14) capaces de registrar y almacenar adicionalmente la cadencia y la velocidad.

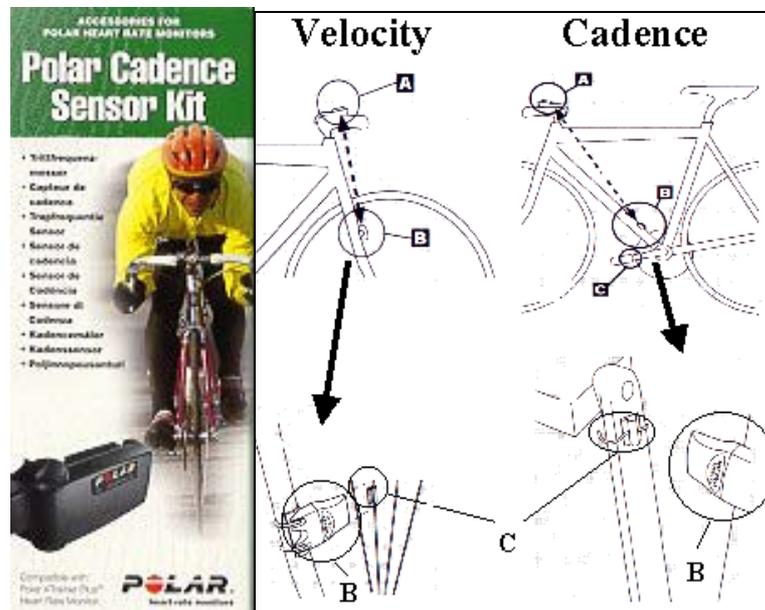


Figura-14.-Modelo comercial de pulsómetro que permite medir la velocidad y la cadencia de pedaleo (Polar Xtrainer Plus. Polar Electro Oy, Finland). Colocación del velocímetro y el cadenciómetro: A= display; B= sensor; C= imanes.

Debido a la valoración de la cadencia en el laboratorio *versus* competición, la “cadencia de pedaleo óptima” ha sido seguramente uno de los parámetros más discutidos en el Ciclismo. Fue en 1929, cuando Dickinson estableció que la cadencia de pedaleo idónea era de 33 rpm (67). Posteriores estudios han demostrado que no es así, y algunos autores como Seabury en 1977, Faria en 1982, o Coast y Welch en 1985, establecieron una cadencia óptima para una potencia de 200 W entre las 60-65 rpm (11). A su vez, llegaron a las siguientes conclusiones: a) que existe una frecuencia de pedaleo óptima para cada potencia, b) que la frecuencia de pedaleo óptima aumenta paralelamente con la potencia, c) que el incremento en el gasto energético (exceso en el consumo de oxígeno) cuando se pedalea por debajo de la frecuencia óptima es mayor para potencias elevadas que para potencias bajas, d) que el incremento en el gasto energético cuando se pedalea por encima de la frecuencia óptima es mayor para potencias bajas que para potencias elevadas (135). Estos hallazgos tienen justificación desde un punto de vista fisiológico, y aunque fueron interesantes en su tiempo, se alejaban bastante de la realidad de la práctica ciclista.

Numerosos autores han demostrado con posterioridad que las cadencias seleccionadas por los ciclistas durante la competición oscilan entre las 90-100 rpm, siendo mayores que las consideradas óptimas desde el punto de vista energético (115). ¿Cómo pueden explicarse estas diferencias?. Posiblemente los

estudios sobre las consecuencias fisiológicas y biomecánicas de los cambios en la cadencia muestran opiniones divergentes; aunque parcialmente pueden estar justificadas por la utilización de ergómetros con freno de aire (no simulan la inercia) u otros materiales (cicloergómetros y no bicicletas de competición, etc.) (56). En general, pueden darse algunas explicaciones a estas divergencias:

- A) Heterogeneidad en las variables utilizadas para definir la eficiencia energética del pedaleo, tales como el consumo de oxígeno, la eficiencia gruesa, etc. (30). Sólo un trabajo reciente ha demostrado que algunas de estas variables, conjuntamente con el registro de la actividad eléctrica del vasto lateral y el glúteo, disminuyen a cadencias mayores (91). Sin embargo, la mayoría de los estudios anteriores no explican completamente por qué los ciclistas siguen escogiendo cadencias de pedaleo bastante superiores a las más eficientes desde un punto de vista energético.
- B) Mayor percepción subjetiva del esfuerzo con cadencias bajas, lo cual, tiene que ver con sensaciones centrales (cardiopulmonares) y periféricas (fatiga muscular y articular) (56, 90). Sin embargo, el comportamiento de la percepción subjetiva del esfuerzo con las manipulaciones de la cadencia no está muy claro, y para unos autores aumenta, mientras que para otros disminuye (115).
- C) Disminución de la exigencia muscular periférica, que puede estimarse mediante la suma de los momentos articulares del tobillo, la rodilla y la cadera a lo largo de un ciclo de pedaleo (50). Desde el punto de vista biomecánico, una teoría que cada vez tiene más peso, habiendo sido ratificada por diferentes estudios recientes (11, 92), es aquella que justifica la cadencia de pedaleo de la competición porque disminuye el coste motor de la pedalada (Moment Cost Function ó MCF). El MCF se obtiene mediante la combinación de variables cinemáticas y cinéticas del pedaleo (Figura-15). Un aumento de la cadencia (considérese como velocidad del pedal) significa una disminución de la fuerza aplicada al pedal. Hasta aquí, el MCF debería ser el mismo a altas y bajas cadencias, si no fuera porque la relación entre la fuerza y la velocidad no es lineal (51), lo que provoca que las fuerzas aplicadas a cadencias más altas sean proporcionalmente menores que el aumento de la cadencia.

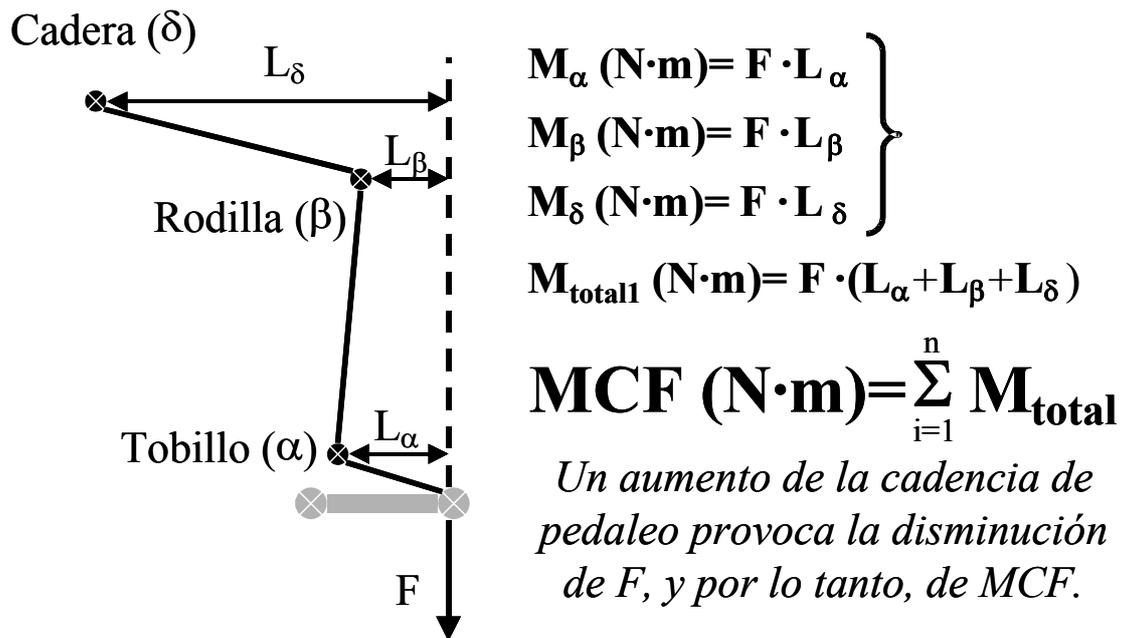


Figura-15.-Fuerza aplicada al pedal (F) y su distancia perpendicular al tobillo (L_{α}), rodilla (L_{β}) y cadera (L_{δ}). Momentos de fuerza en las articulaciones del tobillo (M_{α}), rodilla (M_{β}) y cadera (M_{δ}). Momento de fuerza en un instante de tiempo (M_{total1}) y en un ciclo de pedaleo (MCF ó Moment Cost Function).

Los trabajos que han evaluado la fuerza (F) aplicada a los pedales a diferentes cadencias confirman la hipótesis anterior (121). Parece claro que los ciclistas prefieren retrasar la fatiga muscular periférica, empleando mayores cadencias de pedaleo, porque minimizan el esfuerzo realizado por las diferentes articulaciones, aún a costa de un mayor gasto energético (41). Sin embargo, los estudios sobre las cadencias seleccionadas por los ciclistas durante competición, diferencian entre las cadencias en llano y durante la ascensión a los puertos (88, 115). Estos trabajos demuestran que la cadencia seleccionada en puertos de extrema dureza no es de 90-100 rpm, sino de 70-75 rpm, porque los ciclistas se pasan la mayor parte del tiempo pedaleando de pie. En función de los argumentos que se han defendido para el pedaleo sentado, en estos puertos, donde la potencia desarrollada por los ciclistas es mayor, la cadencia elegida también debería ser mayor; por ello, la única justificación posible reside en hablar de una cadencia óptima para el pedaleo de pie.

Esta cadencia ha sido simulada en condiciones de laboratorio (37, 130), demostrándose que disminuye cuando aumenta la inclinación de la pendiente. Teniendo en cuenta estos trabajos, conjuntamente con el análisis de la competición, podemos afirmar que, durante el pedaleo de pie la cadencia óptima es menor que durante el pedaleo sentado por los siguientes motivos: a) al ponerse de pie disminuye la distancia desde las articulaciones hasta el punto de aplicación de la fuerza (Figura-15), y esta estrategia, junto con el aprovechamiento del peso corporal, permite aplicar más fuerza para vencer la resistencia adicional de la

pendiente; b) necesariamente al aumentar la fuerza aplicada sobre el pedal, se debe disminuir la cadencia, para que sea posible generar altos niveles de tensión muscular (relación fuerza-velocidad durante la contracción muscular). Sin contradecir estas hipótesis, algunos trabajos han destacado que, los ciclistas con mayor rendimiento en los puertos de categoría especial son los que consiguen mayores cadencias medias de pedaleo (90), por lo que se puede hablar de un matiz: c) los ciclistas con mayor “habilidad” para mantener altas cadencias durante el pedaleo de pie son aquellos capaces de producir la fuerza necesaria sobre los pedales en el tiempo de que disponen para cada ciclo de pedaleo. Al parecer, esta “habilidad” depende de la intención de los ciclistas para disputar la prueba, ya que, en una comparación entre la cadencia de pedaleo utilizada en puertos donde los ciclistas disputan y no disputan la etapa, se ha observado que, cuando la disputan, la cadencia de pedaleo media es de unas 79 rpm, mientras que cuando no disputan, es de 73 rpm (115).

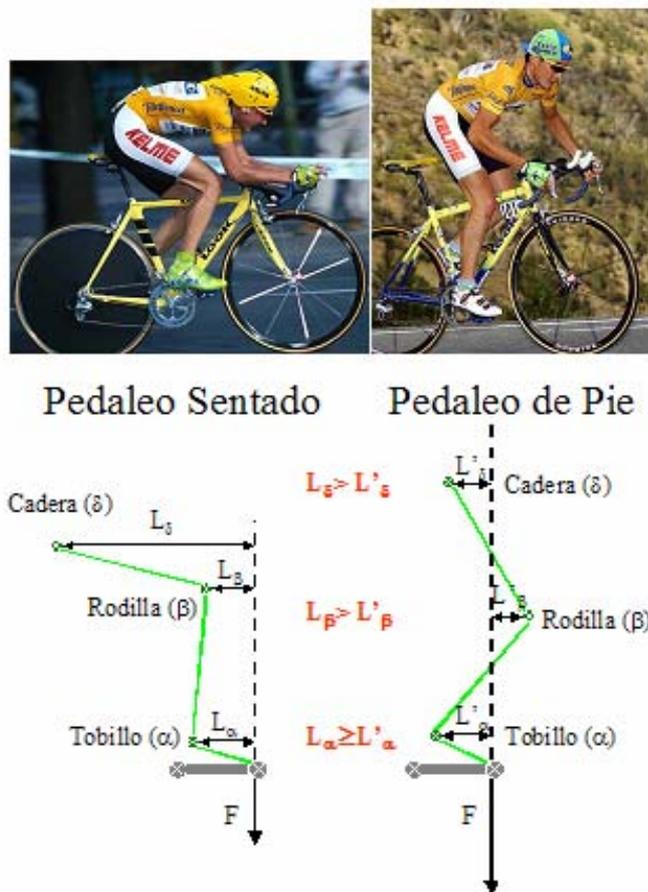


Figura-15.-Posiciones que adoptan los ciclistas durante el pedaleo sentado y de pie. Modificación de los valores de fuerza aplicada a los pedales (F) y distancia hasta las articulaciones del tobillo (L_α), rodilla (L_β) y cadera (L_δ), en el pedaleo sentado (L) y de pie (L').

En un trabajo llevado a cabo con 14 ciclistas profesionales de categoría B (clasificación de la Unión Ciclista Internacional, en adelante UCI), durante la Vuelta a España 2002 (114), pudo comprobarse que las cadencias durante las

etapas llanas eran menores (86 rpm) que las referidas por otros trabajos (> 90 rpm) realizados con ciclistas profesionales de categoría A. Además, las cadencias fueron sensiblemente menores en etapas de media montaña y de alta montaña, y cuando se analizaron en los puertos de categoría especial, 1ª, 2ª y 3ª categoría (73, 75, 75 y 82 rpm, respectivamente), se observaron diferencias significativas entre ellos. No obstante, este equipo no disputaba los puertos de categoría especial situados al final de las etapas, y sí los colocados al inicio de las mismas, donde estaban en juego otro tipo de clasificaciones al margen de la general, por lo que se observaron diferencias significativas entre los mismos (79 y 73 rpm, respectivamente). Otro hallazgo importante fue que la potencia de pedaleo (estimada a partir del modelo matemático de Martin *et al* (94), que considera la resistencia de rodadura, aerodinámica y de la pendiente) se relacionó positivamente con la cadencia.

Además de lo que se ha comentado, Ulmer (1970) comprobó experimentalmente que las cadencias de pedaleo en pruebas de pista eran mayores (unas 110 rpm) que las utilizadas por los ciclistas de ruta (citado por 4). Estos hallazgos también pueden ser explicados utilizando el MCF, ya que las pruebas de pista requieren de una mayor potencia media, siendo el aumento de la cadencia la única estrategia posible para disminuir los valores de fuerza necesarios. Por lo tanto, se pueden enumerar una serie de factores que influyen en la “cadencia de pedaleo óptima”, y que tienen que ver con la fuerza necesaria para el pedaleo y la geometría del ciclista y la bicicleta (113):

- A) La talla del ciclista. Los ciclistas de mayor talla utilizan cadencias más bajas para la misma potencia, lo cual se justifica porque su MCF es óptimo a una cadencia de pedaleo menor (11, 50).
- B) El nivel de práctica. Los ciclistas profesionales presentan cadencias de pedaleo más elevadas para cualquier tipo de recorrido realizado al mismo ritmo (misma potencia) que los ciclistas amateur, ya que su “habilidad” para producir la fuerza necesaria en el pedal reduciendo el tiempo es mayor (4, 56, 87, 108, 115).
- C) La potencia o “ritmo” de la prueba. En las pruebas cuya potencia media es mayor, el ritmo de pedaleo debe aumentar. Son ejemplos prácticos las contrarrelojs frente a las etapas llanas en Ciclismo en Ruta (87, 115), así como las pruebas de pista cuando se comparan con las de ruta (4).
- D) Pedaleo sentado o de pie. Cuando se pedalea de pie la cadencia debe disminuir para poder aplicar la fuerza necesaria para el avance. No obstante, los ciclistas que menos disminuyen esta cadencia son los que muestran un mayor rendimiento en las etapas de montaña (87).
- E) Variables relacionadas con la geometría de la bicicleta. La modificación la longitud de la biela, la altura del sillín, el ángulo del tubo del sillín, etc. afectarán al MCF y, consecuentemente, a la cadencia de pedaleo. Quizás la más importante sea la longitud de la biela, que debería ser menor en los

ciclistas de mayor talla, para compensar sus cadencias más bajas (11, 50). Paradójicamente, los ciclistas más altos utilizan también bielas más grandes, lo cual no ha sido justificado desde un punto de vista científico.

A modo de conclusión, y teniendo en cuenta los trabajos revisados, se puede decir que las “cadencias de pedaleo óptimas” son distintas en función de que se estudien desde un punto de vista biomecánico o energético, siendo las primeras las que más justifican las cadencias seleccionadas por los ciclistas durante la competición. Además, los rangos de estas cadencias dependerán del tipo de prueba y las necesidades de potencia que ésta conlleve (etapa llana, de montaña, contrarreloj, prueba de pista), así como de que el pedaleo sea sentado o de pie (Figura-16).

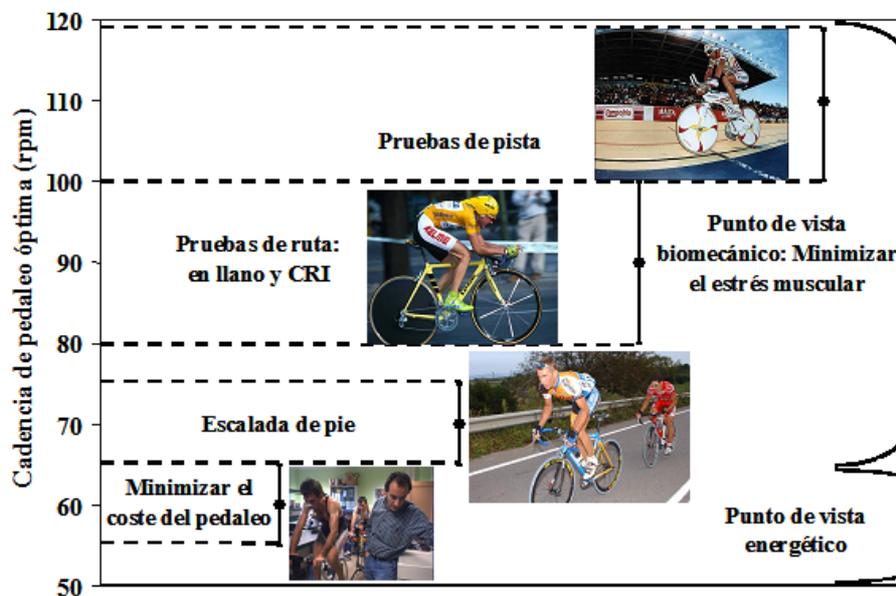


Figura-16.-Cadencias de pedaleo óptimas para diferentes tipos de pruebas y según la perspectiva desde la que se estudien (ahorro energético o minimización del estrés muscular).

3.3.1.5.-Sistemas de pedaleo no circular.

Durante los últimos 100 años, diferentes autores han intentado mejorar la potencia mecánica máxima (mejora del rendimiento mecánico máximo del pedaleo) y/o la eficiencia energética (disminución del gasto energético para un mismo trabajo o potencia) en Ciclismo cambiando varios aspectos relacionados con la cinemática de la biela y del pedal (93). Todos ellos pueden ser contemplados en el conjunto de sistemas de pedaleo no circular (Figura-17), el cual, se puede conseguir, variando la forma del plato (mayor número y antigüedad de los estudios), de las bielas (estudios más recientes) o combinando

ambas estrategias (específicamente ocurre en el Sistema Rotor®). Existen evidencias sobre la utilización de sistemas de pedaleo no circular en competiciones de Ciclismo en Pista desde el año 1890 (33).

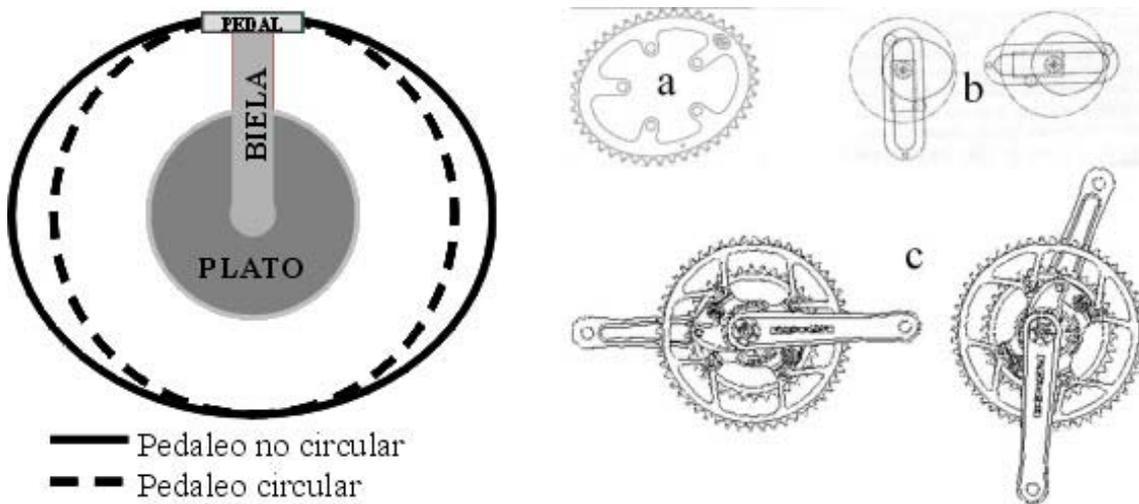


Figura-17.-Representación del pedaleo circular y no circular, así como de las diferentes estrategias para conseguirlo: a = platos no circulares; b = sistemas de bielas móviles; c = combinación de ambos (Sistema Rotor®).

Los platos no convencionales han sido denominados de diferentes formas: platos elípticos (66), platos no circulares (33, 75, 93) y platos armónicos (112); la nomenclatura general más adecuada también es la de platos no circulares, ya que la mayoría de ellos no son elipses perfectas en las que el eje mayor se encuentra perpendicular al eje menor (33).

Para mejorar la eficiencia energética y el rendimiento mecánico los diferentes modelos de sistemas de pedaleo no circular han utilizado tres estrategias (Figura-18) comunes a todos los trabajos analizados (31, 33, 46, 56, 66, 70, 75, 93, 112, 123):

- A) *Aumentar el par motor de la biela*, o la distancia desde el eje del plato hasta el punto de aplicación de la fuerza, cuando la biela se encuentra en el instante del ciclo en el que el ciclista puede ejercer más fuerza (entre los 90-110°).
- B) *Disminuir la velocidad relativa de la biela en la fase de impulso (0-180°)*, alargando así el tiempo en el que la fuerza propulsiva puede ser aplicada y, por lo tanto, el impulso mecánico del pedaleo.
- C) *Aumentar la velocidad relativa de la biela en el Punto Muerto Superior (PMS) o Inferior (PMI)*, minimizando así el tiempo que las bielas se encuentran en PMS o PMI, ya que son zonas donde difícilmente se puede aplicar fuerza efectiva.

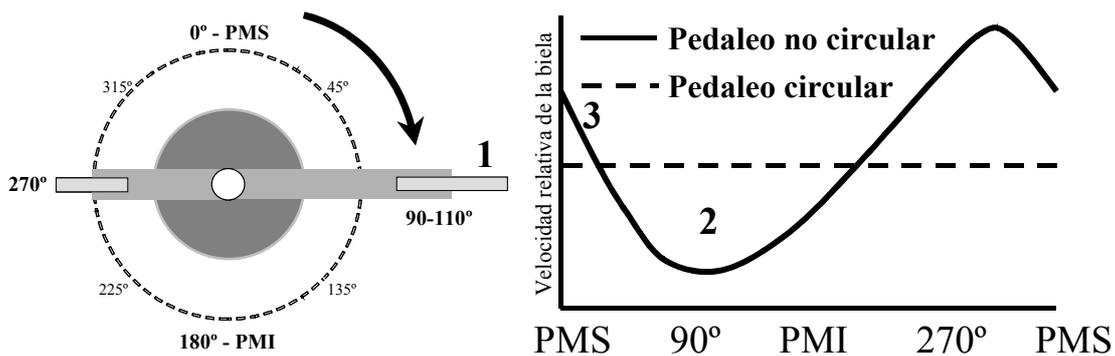


Figura-18.-Diferencias de los sistemas de pedaleo no circular respecto a los sistemas circulares: 1- Aumento del par motor de la biela entre 90-110°. 2- Disminución la velocidad relativa de la biela en la fase de impulso. 3- Aumento de la velocidad de la biela en el Punto Muerto Superior (PMS) o Inferior (PMI).

Los sistemas de pedaleo no circular tuvieron su mayor auge a partir del año 1970, cuando Harrison escribió su obra sobre la maximización de la potencia humana durante el ciclo de pedaleo (60). El interés por estos sistemas ha sido creciente en los últimos años, lo que contrasta con: a) la escasez de estudios que han intentado cuantificar su efectividad, habiendo recopilado un total de 10 referencias bibliográficas de obligada consulta (31, 33, 60, 66, 70, 75, 86, 93, 112, 123); b) la disminución en el uso de platos elípticos como parte del equipamiento estándar de las bicicletas (56). A continuación se resumen las principales conclusiones de los trabajos experimentales y de revisión sobre los sistemas de pedaleo no circular.

El comportamiento mecánico óptimo (teórico, desde el punto de vista de la ingeniería) de estos sistemas ha sido demostrado (75), pero sólo se trata de modelos de optimización del rendimiento humano que, para ser aceptados, deben aplicarse y contrastarse sus resultados (última fase de la optimización del pedaleo ciclista) (56). Los estudios de Hull *et al* (75) indicaban que el perfil de energía total constante y la velocidad angular de la biela necesaria para eliminar un trabajo interno adicional (importante a la hora de pedalear a más de 60 rpm) sería un plato elíptico donde las fases estuvieran ajustadas de forma que las velocidades angulares máxima y mínima coincidieran con las bielas vertical (0° del ciclo de pedaleo) y horizontal (90° del ciclo de pedaleo), respectivamente. Así, se fabricó el “Eng90” o Biopace de Simano® (Figura-19), un plato no circular que teóricamente satisfacía estos requerimientos (planteamiento teórico), aunque en la práctica, cuando era utilizado por los ciclistas, se obtenían perfiles muy diferentes (resultados prácticos) (75).

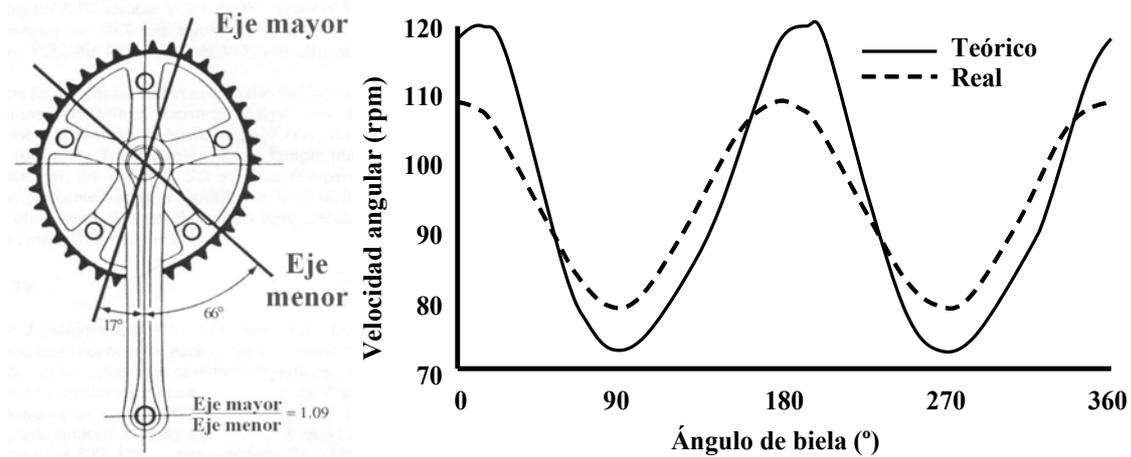


Figura-19.-Sistema “Eng90” diseñado por Biopace Simano® (izquierda). Comportamiento teórico y real del “Eng90” en un ciclo de pedaleo (derecha). (modificado de Hull et al, 1992).

En esta misma línea, Martin *et al* (93) diseñaron un protocolo para registrar la máxima potencia mecánica en el pedaleo con una sola pierna durante 3-4 s. El sistema no circular consistía en un plato convencional con el eje de rotación descentrado 2 cm en la dirección de la biela (LEP42, disminuyendo el brazo de palanca de la biela) o en la dirección contraria (LEP58, aumentando el brazo de palanca de la biela); al sistema de pedaleo convencional se le llamó LEP50 porque el ciclo de pedaleo se dividía en un 50% para las fases de impulso y recobro, mientras que en el LEP58 y el LEP42 la fase de impulso duraban un 58% y un 42%, respectivamente. Se encontraron diferencias significativas entre los tres sistemas, de manera que con el LEP58 se obtenían mejores rendimientos mecánicos máximos que con el LEP50, y con éste, mejores que con el LEP42 (Figura-20). Precisamente los autores utilizaron el LEP42 para poder evaluar la eficacia de descentrar el eje del plato, con lo que, descentrado el eje en el sentido contrario a como sería lógico, deberían obtenerse peores valores que con el sistema convencional (LEP50). Este fue un hallazgo importante, ya que apuntaba al efecto diferencial de los sistemas de pedaleo no circular en la eficiencia energética y la potencia o rendimiento mecánico máximo. No obstante, los propios autores reconocieron las limitaciones de este sistema, que fue probado durante el pedaleo de una sola pierna (útil para las modalidades de Ciclismo Paralímpico)

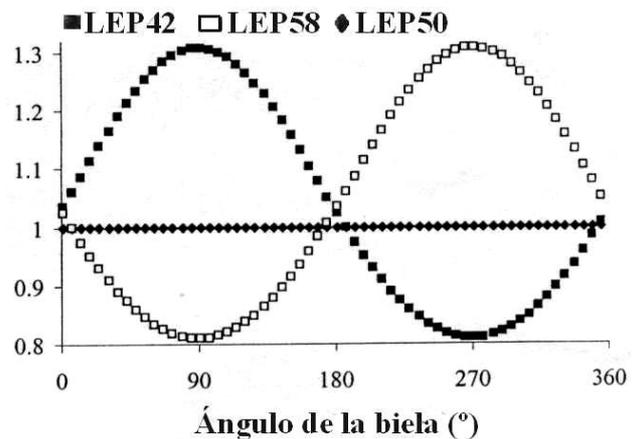
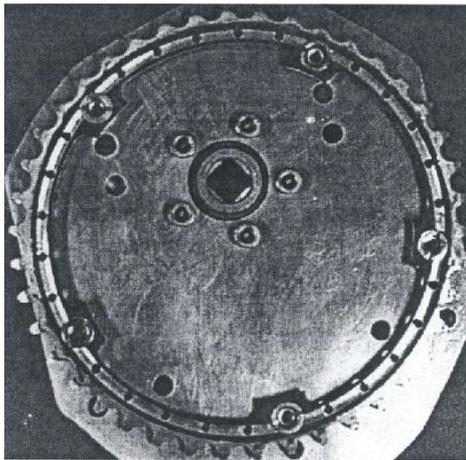


Figura-20.-Plato no circular LEP58 (izquierda). Comportamiento teórico (velocidad relativa de la biela) del LEP42, LEP58 y LEP50 en las diferentes fases del ciclo de pedaleo (derecha). Modificado de Martin et al, 2002.

Una estrategia similar a la de Martin *et al* (93) había sido utilizada por Hull *et al* (75) para valorar el efecto de los sistemas no circulares en la eficiencia energética, sin obtener diferencias significativas entre dos sistemas antagónicos: a) “Eng90”, cuyo eje menor se encontraba perpendicular a la biela; b) “Eng10”, cuyo eje mayor se encontraba desfasado 80° respecto a la biela. Según las palabras de Hull *et al* (75), “*muchos de los análisis de optimización se dirigen a determinar un perfil de velocidad angular de la biela para maximizar la producción de potencia a corto plazo, más que para mejorar la eficiencia...*”. Por lo tanto, la hipótesis de que los sistemas de pedaleo no circular aumentan la eficiencia energética puede ser errónea, ya que la mayoría de ellos intentan disminuir el trabajo interno, cuando pudiera ser cuestionable que éste se relacionase significativamente con la eficiencia (como ocurrió en el estudio de Hull *et al*, el consumo de oxígeno con el sistema no circular fue mayor que con el sistema convencional). Hasta el momento, todos los estudios coinciden en que, la eficiencia energética pedaleando a una potencia constante durante un ejercicio de larga duración no es mejorada por los sistemas de pedaleo no circular, ya sea estimada a partir de variables como la frecuencia cardíaca o la lactacidemia, o medida a partir del gasto calórico, el consumo de oxígeno absoluto y/o neto (eficiencia gruesa, delta eficiencia, etc.), etc. (33, 66, 75, 86, 112, 123). En un trabajo reciente llevado a cabo por Lucía *et al* (86) se ha contrastado que un sistema de pedaleo no circular (Sistema Rotor®) no mejora los indicadores de eficiencia energética en ciclistas entrenados, independientemente de que estos fueran evaluados durante un test incremental máximo o durante un test submáximo de 20 min. de duración.

Por su parte, Hue *et al* (70) evaluaron conjuntamente los efectos de un sistema de pedaleo no circular en la eficiencia energética y el rendimiento mecánico máximo. La eficiencia energética se valoró mediante indicadores del gasto metabólico como el consumo de oxígeno, la ventilación y frecuencia ventilatoria,

los equivalentes ventilatorios, etc. El rendimiento mecánico se valoró mediante el tiempo empleado en realizar una prueba de 1000 m en ciclosimulador. Sólo encontraron diferencias significativas en el tiempo empleado en la prueba de 1000 m, que se redujo desde 69.08 ± 1.38 s hasta 64.25 ± 1.05 s con el sistema de pedaleo no circular. Las conclusiones de este estudio aluden a la idoneidad de los sistemas no circulares para el Ciclismo en Pista, y a la necesidad de llevar a cabo estudios con ciclistas especialistas de estas disciplinas (70). Sin embargo, Coso *et al* (31) evaluaron la potencia mecánica máxima y otras variables derivadas de la misma durante un test supramáximo de 4 s de duración. Estos autores no obtuvieron mayor rendimiento con dos sistemas de pedaleo no circular (Sistema Rotor® modificado), al compararlos con un sistema de pedaleo convencional.

Estos últimos estudios sobre los efectos de los sistemas de pedaleo no circular en el rendimiento mecánico máximo del pedaleo deben ser interpretados con cautela, ya que se han empleado ciclistas federados no profesionales (70) y estudiantes de educación física que no practicaban Ciclismo (31). Además, algunos de ellos sólo se ha medido la potencia mecánica durante el pedaleo con una pierna (93), o el número de integrantes de la muestra era tan pequeño que no se pudieron obtener diferencias estadísticamente significativas (116). Para solucionar estos problemas se ha realizado un estudio con un número significativo ciclistas profesionales de ruta ($n=15$) en los Laboratorios de Fisiología del Ejercicio Aplicada y Biomecánica del Rendimiento Deportivo de la Universidad de León (47). En él se ha evaluado la eficiencia energética y el rendimiento mecánico máximo al pedalear con un sistema de pedaleo no circular conocido como “Sistema Rotor®” (combinación de plato no circular y bielas móviles). A diferencia de trabajos anteriores llevados a cabo con este sistema (31, 86, 123), la eficiencia energética y el rendimiento mecánico máximo eran evaluados cuando los ciclistas utilizaban distintas posiciones que permitían individualizar el comportamiento cinemático de la biela durante el ciclo de pedaleo. Además, desde el punto de vista de la Biomecánica, se evaluaron los efectos del Sistema Rotor® en la cinemática angular del pedaleo.

En primer lugar, se hace necesario describir cuál es el comportamiento teórico del “Sistema Rotor®” (Figura-21), distinto al de los sistemas convencionales y los platos elípticos (117). Este sistema fue homologado por la UCI, y combina los efectos de un plato no circular y de un sistema de bielas independientes, por lo que, a nivel teórico, optimizaría la cinemática del pedaleo cumpliendo con dos de las tres estrategias mencionadas anteriormente: aumentar el par motor de la biela en el punto instantáneo donde el ciclista puede ejercer más fuerza y disminuir la velocidad relativa de la biela en la fase de impulso. Además, el Sistema Rotor permite: a) eliminar el punto muerto superior, porque las dos bielas no están alineadas a su paso por éste; b) individualizar el ángulo de máximo par mecánico (mínima velocidad angular de la biela) en función de las características particulares de cada ciclista (el máximo par mecánico se retrasa en ciclistas con mayor cadencia de pedaleo).

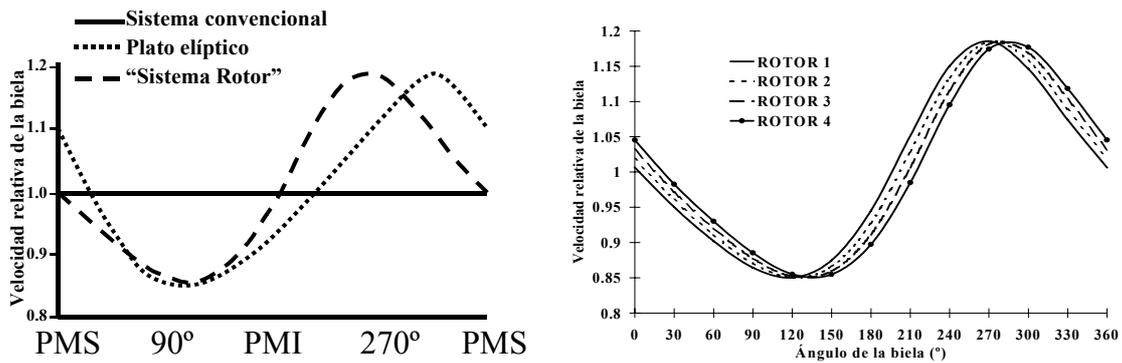


Figura-21.-Cinemática de la biela de un sistema de plato redondo (convencional), de plato elíptico y del “Sistema Rotor®” a lo largo de un ciclo completo de pedaleo (izquierda). Velocidad relativa de la biela en función del máximo par mecánico del “Sistema Rotor®” (derecha): Rotor1 = 116°; Rotor2 = 122°; Rotor3 = 128°; Rotor4 = 134°).

La eficiencia energética del pedaleo con el Sistema Rotor® fue evaluada en 3 días sucesivos, en sesiones de mañana y tarde. Los ciclistas fueron sometidos a un test submáximo en ciclo simulador, manteniendo una velocidad y cadencia de pedaleo prefijada. El test consistía en pedalear durante 15 min a una intensidad un 10% inferior a la identificada como umbral anaeróbico. La realización del test Sin Rotor (convencional), Rotor 1, Rotor 2, Rotor 3 y Rotor 4 fue determinada aleatoriamente. Se monitorizaron la frecuencia cardiaca, cadencia de pedaleo y otras variables ergoespirométricas. Además, y como se comentará posteriormente, se llevó a cabo un análisis cinemático del pedaleo en el plano sagital. A continuación se presentan los valores de frecuencia cardiaca y consumo de oxígeno de los últimos 10 min de esfuerzo, una vez que se habían estabilizado dichos parámetros (Figura-22). Los resultados de este trabajo no prueban que la individualización de las angulaciones de máximo par mecánico tenga efectos positivos en la eficiencia energética. De hecho, existe una tendencia no significativa a obtener mayor eficiencia energética con el sistema circular convencional que con el Sistema Rotor®, lo cual, está en la línea de los resultados obtenidos por Lucía *et al* (86), quienes encontraron una tendencia al aumento de la frecuencia cardiaca y lactacidemia, así como al descenso de la eficiencia gruesa, cuando los ciclistas realizaban un test submáximo con este sistema (pedaleo durante 20 min al 80% del $VO_{2máx}$).

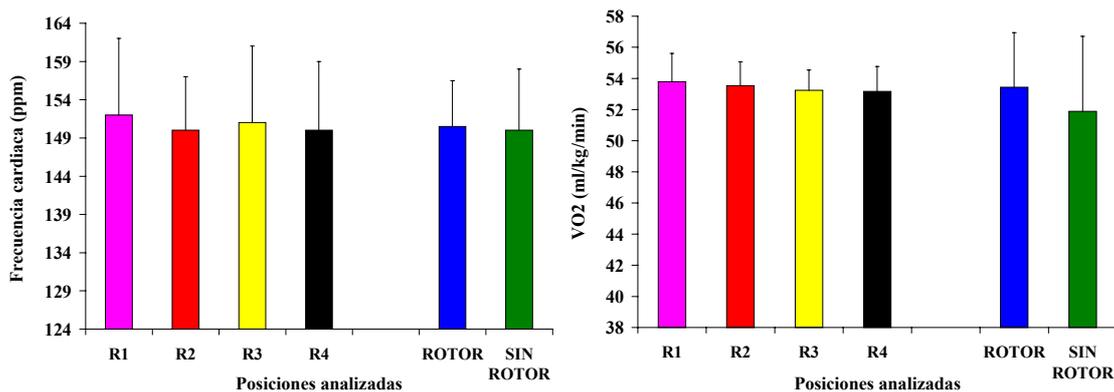


Figura-22.-Frecuencia cardiaca (izquierda) y consumo de oxígeno (derecha) medios durante el test submáximo realizado con las 4 posiciones del Sistema Rotor (R1, R2, R3 y R4), la media de todas ellas (Rotor) y con el sistema convencional (Sin Rotor).

El rendimiento mecánico máximo del pedaleo con el Sistema Rotor® fue evaluado también en 3 días distintos, mediante 5 Tests de Wingate de 30 s (9), después de haberse determinado la carga de frenado óptima para la producción de potencia en un cicloergómetro Monark 818® (138). Así, se tuvo oportunidad de llevar a cabo este protocolo con 4 posiciones del Sistema Rotor® (Rotor 1, Rotor 2, Rotor 3 y Rotor 4) y 1 del sistema convencional (Sin Rotor), cuyo orden fue determinado aleatoriamente. La potencia mecánica media en el Test de Wingate (Figura-23) fue significativamente mayor (entre 0.4-0.49 W/Kg) en 2 de las posiciones del Sistema Rotor (Rotor 1 y Rotor 4). Estas diferencias eran más amplias (0.79 W/Kg) tomando la mejor posición con el Sistema Rotor® para cada uno de los ciclistas analizados. El comportamiento de la potencia mecánica máxima fue bastante similar al que se ha comentado, aumentando las diferencias entre el Sistema Rotor y el sistema convencional (entre 0.59-0.71 W/Kg). No se encontraron diferencias significativas entre el sistema convencional (Sin Rotor) y los peores registros con el Sistema Rotor® (0.26 W/Kg). Además, el tiempo empleado en alcanzar la máxima potencia con el sistema convencional fue mayor que con cualquiera de las posiciones del Sistema Rotor® (Tabla-4), con diferencias significativas entre el Rotor 2 y el Mejor Rotor respecto a aquél. La mayor producción de potencia mecánica media y máxima con el Sistema Rotor® apenas tuvo influencia en el índice de fatiga, siendo similar cuando se seleccionaba la mejor posición para cada ciclista.

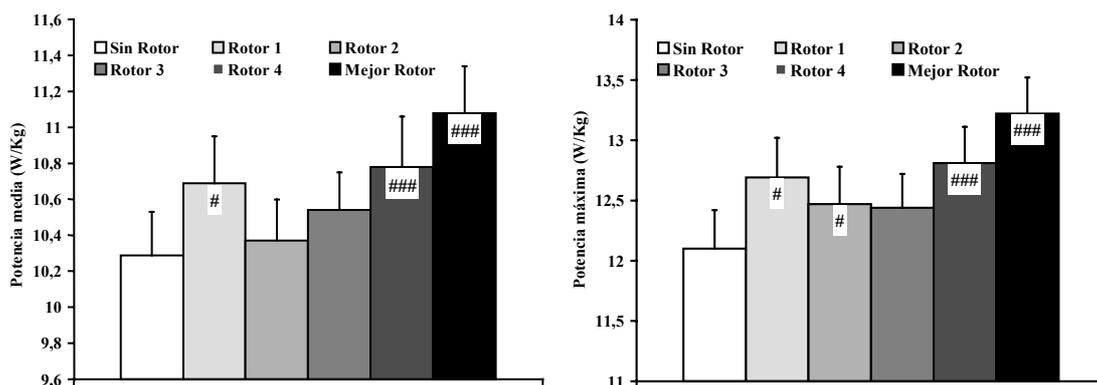


Figura-23.-Potencias mecánicas media (izquierda) y máxima (derecha) obtenidas durante el Test de Wingate con el sistema convencional (Sin Rotor), las 4 posiciones del Sistema Rotor (Rotor 1, Rotor 2, Rotor 3 y Rotor 4) y el mejor Rotor (Mejor Rotor). # diferencias significativas respecto al sistema convencional (Sin Rotor).

	n	Tpmáx/Kg (s)	IF (%)
Sin Rotor	15	6.226±0.546	-34.3±1.4
Rotor 1	15	5.522±0.280	-34.2±1.2
Rotor 2	15	5.206±0.244 [#]	-40.6±2.1 [#]
Rotor 3	15	5.552±0.290	-33.6±2.3
Rotor 4	15	5.632±0.234	-36.3±1.8
Mejor Rotor	15	5.432±0.162 [#]	-34.1±2.3

Tabla-4.-Tiempo empleado en alcanzar la potencia mecánica máxima (Tpmáx/Kg) durante el Test de Wingate con el sistema convencional (Sin Rotor), las 4 posiciones del Sistema Rotor (Rotor 1, Rotor 2, Rotor 3 y Rotor 4) y el mejor Rotor (Mejor Rotor): # diferencias significativas respecto al sistema convencional (Sin Rotor). Tpmáx/Kg = Tiempo en alcanzar la potencia mecánica máxima desde el inicio del test. IF = Índice de fatiga o disminución de la potencia en el test.

El análisis cinemático del pedaleo en el plano sagital que se realizó durante la prueba submáxima (eficiencia energética) demostró una clara disminución en las aceleraciones angulares máximas de la rodilla cuando se utilizaba el Sistema Rotor® (Tabla-5). Esto ocurrió, sobre todo, cuando la rodilla pasaba de un movimiento en extensión a otro en flexión, cuestión que ocurre aproximadamente a los 120° de biela. En ese instante, las aceleraciones de la rodilla, y por lo tanto, las fuerza soportadas por la misma fueron mayores con el sistema convencional. Pudiera ser éste el motivo por el cual, el Sistema Rotor® tiene su mejor aceptación en el ámbito de deportistas veteranos de este deporte que, a veces, se han visto obligados a dejar de practicarlo por problemas en dicha articulación. Además, se constató que la articulación del tobillo tenía un menor rango de movimiento, limitado tanto por sus menores flexiones como extensiones. Esto pudo ser debido a que, dado que el Sistema Rotor® no tiene

“punto muerto”, la musculatura especialmente implicada en dicha fase no participó en tanta medida. Diferentes autores ratifican que los músculos flexores dorsales y plantares del tobillo tienen un papel fundamental en el paso por el “punto muerto superior” y “punto muerto inferior”, respectivamente (41, 56, 67), lo cual, pudo ser la causa de los menores rangos de movimiento.

A	Rθmax (°)	Rθmin (°)	ROM-R (°)	Rαmáx (rad·s ⁻²)	Rαmin (rad·s ⁻²)
Sin Rotor	140.8±1.0	63.4±0.5	77.4±1.4	67.3±0.8	-103.9±1.66
Rotor 1	144.8±0.4*	63.2±0.4	81.6±0.5*	67.9±0.4	-100.2±1.2*
Rotor 2	141.8±0.7	63.2±1.0	78.6±1.2	68.8±0.5	-85.6±1.4*
Rotor 3	144.0±1.1*	63.0±0.7	81.0±1.0*	71.5±0.4*	-91.4±0.6*
Rotor 4	139.8±2.0	62.4±0.5*	77.4±2.4	71.7±0.5*	-80.3±2.9*

B	Tθmax (°)	Tθmin (°)	ROM-T (°)	Tαmáx (rad·s ⁻²)	Tαmin (rad·s ⁻²)
Sin Rotor	95.2±2.7	74.4±0.5	20.8±1.9	42.3±3.7	-73.6±2.3
Rotor 1	87.2±0.4*	72±0.7*	15.2±0.4*	41.9±1.7	-57.6±1.8
Rotor 2	89.8±0.7*	74.6±0.5	14.2±0.7*	51.5±3.6	-64.1±2.1
Rotor 3	88.6±0.5*	73±0.6*	15.6±0.8*	35.9±2.0	-54.2±2.1*
Rotor 4	90.2±1.9*	71.2±1.2*	18.0±1.5*	43.4±2.4	-59.2±3.3*

*Tabla-5.-Variables cinemáticas angulares de la rodilla (A) y el tobillo (B) con el sistema convencional (Sin Rotor) y las 4 posiciones del Sistema Rotor (Rotor 1, Rotor 2, Rotor 3 y Rotor 4). Rθmax y Tθmax = Ángulos máximos de extensión de rodilla y tobillo, respectivamente. Rθmin y Tθmin = Ángulos mínimos de extensión de rodilla y tobillo, respectivamente. ROM-R y ROM-T = Rango de movimiento articular de la rodilla y el tobillo, respectivamente. Rαmax y Tαmax = Aceleraciones angulares máximas de extensión de rodilla y tobillo. Rαmin y Tαmin = Aceleraciones angulares mínimas de extensión de rodilla y tobillo. * diferencias significativas respecto al sistema convencional (Sin Rotor). En **negrita**, las diferencias significativas más relevantes.*

Los resultados de este trabajo inédito parecen indicar que el Sistema Rotor® es capaz de mejorar el rendimiento mecánico máximo en ciclistas profesionales de ruta, posiblemente porque, como comentan Hull *et al* (75), su diseño está más dirigido a la mejora de la producción de potencia a corto plazo que a la mejora de la eficiencia del pedaleo. Las mejoras en el rendimiento mecánico máximo están en consonancia con las obtenidas en los trabajos de Hue *et al* (70), Martin *et al* (93) y Rodríguez-Marroyo *et al* (116), aunque no se corresponden con los resultados obtenidos por Coso *et al* (31). Hasta el momento, sólo estos cuatro trabajos han evaluado los efectos de los sistemas de pedaleo no circular en el rendimiento mecánico máximo del pedaleo.

Ya existe suficiente evidencia experimental para afirmar que los sistemas de pedaleo no circular mejoran el rendimiento mecánico máximo en Ciclismo y, por lo tanto, el rendimiento ciclista en aquellas disciplinas que dependen de cualidades asociadas al mismo (32). No se ha demostrado que estos sistemas

mejoren el coste energético, posiblemente por utilizar modelos de optimización del pedaleo basados en la mejora de la potencia, y no de la eficiencia. Para que los sistemas no circulares mejoren el coste energético, un modelo específico con este objetivo debería ser desarrollado. Sin embargo, estos hallazgos contrastan con la progresiva desaparición de estos sistemas como parte del equipamiento estándar de las bicicletas (56). Posiblemente existe un cierto miedo a decidirse a utilizarlos por las dificultades de los ciclistas profesionales para adaptarse a una técnica de pedaleo distinta, siendo necesarios más estudios que profundicen en las adaptaciones a estos nuevos sistemas de ciclistas profesionales y principiantes en este deporte.

3.3.2.-Variables cinéticas del Ciclismo.

Las variables cinéticas hacen referencia a las fuerzas que aparecen en el Ciclismo, y pueden clasificarse desde dos perspectivas (Cuadro-2): a) en función de que aceleren o deceleren el sistema ciclista-bicicleta se conocen como fuerzas propulsivas y resistivas, respectivamente (56); b) en función de que se manifiesten internamente (en el músculo, tendón, etc.) o externamente (aerodinámica, rozamiento, etc.) en el sistema ciclista-bicicleta se conocen como fuerzas internas y externas, respectivamente (2). Así pues, combinando ambas clasificaciones, en el presente apartado se comentarán las fuerzas propulsivas que se producen a nivel externo (mecánica externa), y después, las fuerzas resistivas externas, tratando en primer lugar el rozamiento cinético y la rodadura, para finalizar hablando de la aerodinámica y la resistencia de la pendiente. Las que se producen a nivel interno o muscular (mecánica interna) serán abordadas en el siguiente capítulo por el profesor Miguel del Valle.



Cuadro-2.-Principales fuerzas propulsivas y resistivas en Ciclismo. En negrita las únicas fuerzas internas; en cursiva las fuerzas resistivas.

3.3.2.1.-Fuerzas propulsivas externas: las fuerzas aplicadas a los pedales.

Las fuerzas aplicadas a los pedales también han sido un tópico de la investigación biomecánica en Ciclismo que cuenta con una antigüedad mayor de 100 años, cuando M. Guye (1893) diseñó un pedal dinamométrico basado en un circuito de aire a presión (Figura-24). Este sistema tenía el mismo fundamento que los “dinamógrafos” de la época, diseñados por el excelente fisiólogo y biomecánico Etienne Jules Marey (15, 34). Los principales problemas de estos “dinamógrafos” eran dos (68): 1-consideraban que el aumento de presión del aire tenía una relación lineal con la fuerza aplicada, y 2-existía un tiempo de retardo desde la aplicación de la fuerza hasta que ésta era registrada en una especie de “polígrafo” (15), similar al que se utiliza durante una electrocardiografía.

Desde entonces, puede hablarse de una evolución histórica de los sensores utilizados para el registro de las fuerzas aplicadas a los pedales, que han pasado por tres etapas: sensores mecánicos, sensores extensiométricos y sensores piezoeléctricos (56). Los viejos “dinamógrafos” fueron sustituidos por otros sensores mecánicos basados en sistemas de muelles (125), con lo que se eliminaba el primero de los problemas comentados, sin embargo, este tipo de sensores tienen un retardo en el registro de la fuerza, lo cual es importante en la medición de gestos rápidos como el pedaleo (68).

Posteriormente, coincidiendo con el descubrimiento del “efecto piezorresistivo”, empezaron a utilizarse sensores extensiométricos (29, 71, 101), para los que describió un importante problema ligado a la “sensibilidad cruzada” en la medición de la fuerza, o lo que es lo mismo, la interferencia en el registro simultáneo de las fuerzas aplicadas en los tres ejes espaciales del pedal (140). Algunos autores intentaron corregir estas interferencias, que no habían sido consideradas en anteriores trabajos (101).

Sin embargo, hasta la década de los 90’ no han empezado a utilizarse los sensores piezoeléctricos acoplados a los pedales (Figura-24), con una gran capacidad para el registro de las fuerzas durante gestos rápidos como el pedaleo (140), eliminando los problemas de sensibilidad cruzada. Numerosos han sido los trabajos que presentan pedales instrumentados con sensores piezoeléctricos (5, 16, 100, 109, 120, 121, 139). Actualmente existen dos limitaciones ligadas al uso de pedales con sensores piezoeléctricos (118, 121): 1-según el modelo de pedal utilizado, la geometría de éste es diferente, afectando a los valores de fuerza; 2-no existe un modelo comercial estándar de pedal dinamométrico, y por lo tanto, los diferentes modelos de pedales han sido instrumentados por distintos autores. Se debe tener en cuenta que la única forma de calcular el coste motor del pedaleo (MCF), o lo que es lo mismo, el desempeño mecánico durante el pedaleo y los factores que lo condicionan, es sincronizar los datos de las fuerzas aplicadas a los pedales con los obtenidos en el análisis cinemático del plano sagital. En este sentido, para que más estudios de investigación puedan ser llevados a cabo, es necesario el diseño de un modelo comercial de pedal dinamométrico piezoeléctrico, que salve los inconvenientes comentados con anterioridad.

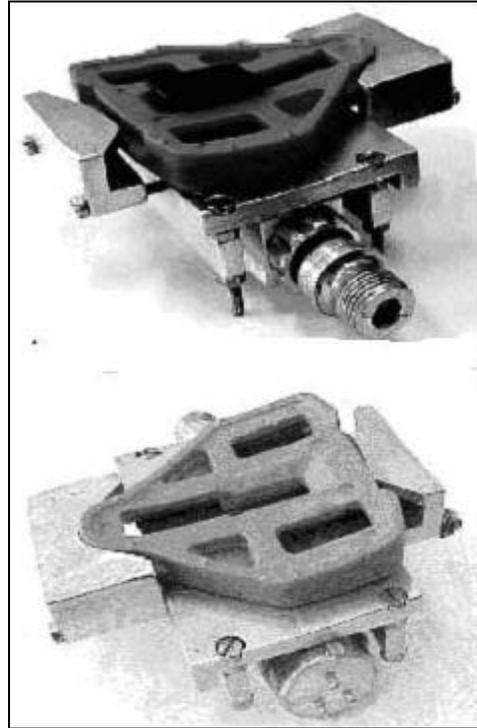


Figura-24.-Izquierda: Pedales dinamométricos con sensores mecánicos de aire diseñados por M. Guye en 1893 (periódico La Nature, 1896). Derecha: Pedales dinamométricos con sensores piezoeléctricos diseñados por Neto et al (cortesía de Guimaraes, ref. 100).

Algunos pedales dinamométricos han evaluado las tres componentes de la fuerza (F_x , F_y y F_z), sobre todo, cuando el objetivo era cuantificar las cargas soportadas por la articulación de la rodilla (14, 119). Sin embargo, una manera de simplificar el análisis es cuantificar sólo las fuerzas verticales (F_z) y horizontales (F_x) aplicadas al pedal (también llamadas normales y tangenciales, respectivamente), despreciando las medio-laterales (F_y), lo cual, suele ser más común en el ámbito de la valoración del rendimiento del pedaleo ciclista, así como de los factores que pueden influenciarlo (101, 118, 120). Estas fuerzas verticales y horizontales al pedal (Figura-25) determinan el ángulo de aplicación de la fuerza resultante (θ_3), y deben ser transformadas en fuerzas resultantes (F_r), verticales y horizontales aplicadas a la biela (las fuerzas horizontales suelen denominarse como fuerzas efectivas), gracias a la utilización de dos electrogoniómetros para conocer la angulación del pedal respecto a la biela (θ_4) y de ésta respecto a la vertical o punto de inicio del pedaleo (θ_1).

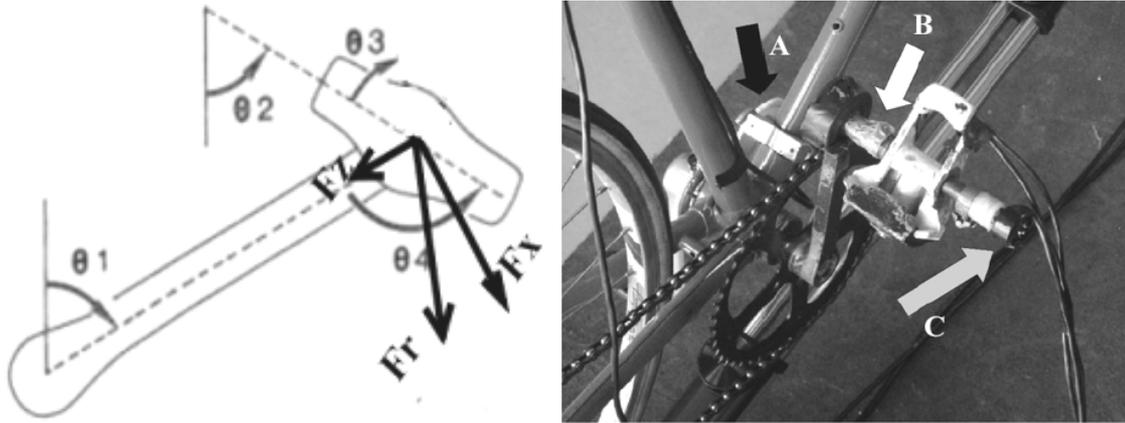


Figura-25.-Izquierda: Fuerzas normales (F_z), tangenciales o efectivas (F_x) y resultantes (F_r) aplicadas al pedal y a la biela. Ángulos de la biela con la vertical (θ_1), del pedal con la biela (θ_2) y de la fuerza resultante con el pedal (θ_3). Derecha: Electrogoniómetros para medir el ángulo de la biela (A) y del pedal (C). Pedal dinamométrico (B) para medir las fuerzas normal y tangencial o efectiva (cortesía de Carpes et al, ref. 24).

Durante mucho tiempo se pensó que los ciclistas de mayor nivel técnico serían capaces de conseguir un mayor porcentaje de fuerza tangencial o efectiva en la biela, comparada con la fuerza resultante aplicada (F_x / F_r). Así, algunos autores describieron un índice de efectividad del pedaleo o “*index of effectiveness*”, demostrando que era sensible a la cadencia y a la potencia de pedaleo (Sanderson, 1990). Ciertamente, esta hipótesis tenía bastante sentido, ya que los ciclistas más técnicos podrían ser capaces de aplicar la fuerza de una manera más económica. Sin embargo, ningún trabajo ha conseguido demostrar que el “*index of effectiveness*” es sensible al nivel de práctica de los ciclistas, ya que éste depende de la fase del ciclo de pedaleo a la que se haga referencia (Figura-26), variando entre el 65-99% (41, 56, 135).

Cuando la biela se encuentra horizontal durante la fase de impulso (90° del ciclo), el “*index of effectiveness*” es muy alto, cercano al valor 1, coincidiendo con el mayor par motor (mayor brazo de palanca) de la biela (Figura-26). Sin embargo, no se han encontrado diferencias entre ciclistas de distinto nivel en este sentido, ya que a lo largo del ciclo los pedales se inclinan por la propia mecánica del pedaleo y, en algunos instantes, para disminuir los momentos de fuerza generados en las articulaciones de la cadera y la rodilla (4, 13, 28, 56).

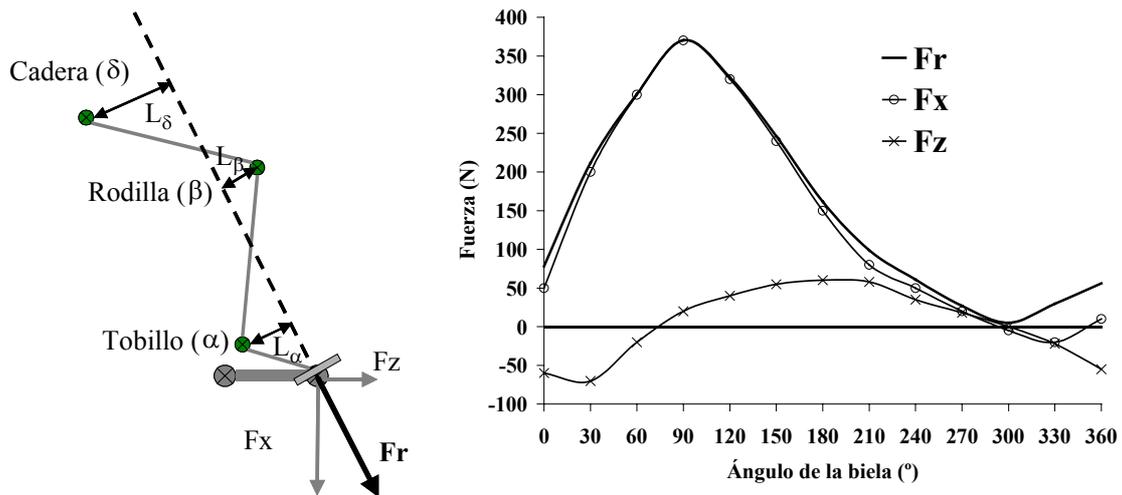


Figura-26.-Izquierda: Inclinación del pedal y momentos de fuerza generados en las articulaciones de la cadera (L_δ), la rodilla (L_β) y el tobillo (L_α). Derecha: Fuerzas normal (F_z), tangencial o efectiva (F_x), y resultante (F_r) aplicadas a la biela durante el pedaleo sentado.

En el análisis de la fuerza tangencial o efectiva aplicada a la biela durante el pedaleo estable, se identifica un impulso positivo (IP) que contribuye a la propulsión y un impulso negativo (IN) que disminuye la misma (28); ambas variables determinan el rendimiento mecánico del pedaleo (Figura-27). Por lo tanto, en el análisis cinético bidimensional de la pedalada, la fuerza tangencial o efectiva aplicada a la biela, por sí sola (y no relacionada con la fuerza resultante), es la única variable sensible al nivel de práctica de los ciclistas (122). Los ciclistas con mayor nivel técnico de pedaleo o mayor rendimiento en competición son capaces de generar un menor impulso negativo, necesitando un menor impulso positivo para producir la misma potencia de pedaleo (121). Así, se puede hablar de un índice técnico del pedaleo (ITP), que es el cociente entre ambos impulsos ($ITP (\%) = IN \cdot 100 \cdot IP^{-1}$). Para una misma potencia de pedaleo, los ciclistas de mayor nivel técnico retrasan la aparición del impulso negativo a partir del punto muerto inferior (a partir de los 180°), y adelantan la aparición del impulso positivo antes del punto muerto superior (antes de los 360°) (67). Este efecto puede representarse gráficamente (Figura-27), observándose cómo los ciclistas expertos retrasan la aparición del impulso negativo hasta los 240° del ciclo, y adelantan la aparición del impulso positivo a partir de los 330° (28).

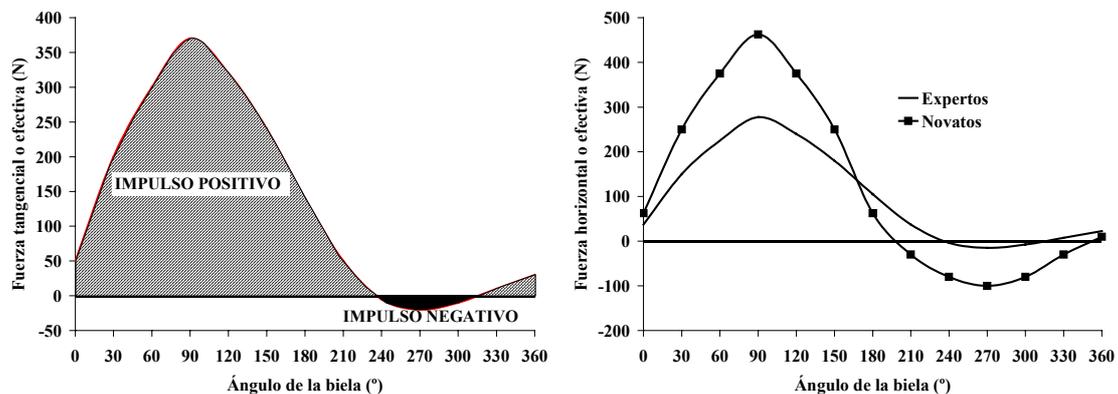


Figura-26.-Izquierda: Impulsos positivo y negativo de fuerza efectiva a lo largo de un ciclo de pedaleo. Derecha: Diferencias en la fuerza efectiva aplicada por ciclistas expertos y novatos para una misma potencia de pedaleo.

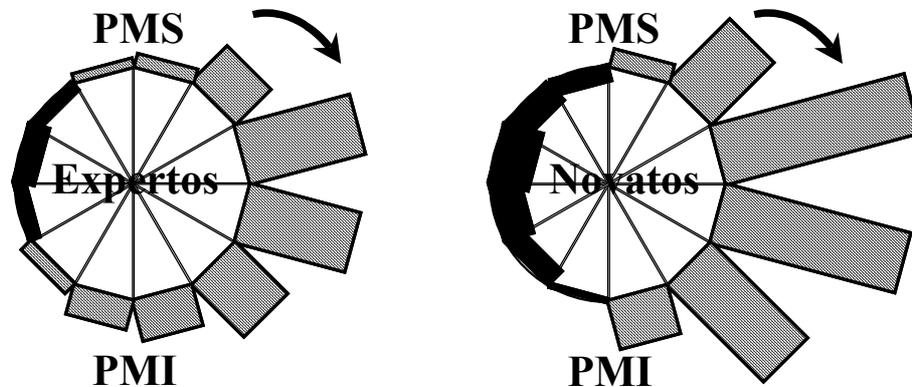


Figura-27.-Representación gráfica de los impulsos positivo y negativo de fuerza tangencial o efectiva, característicos de un ciclista experto y otro novato, a lo largo de un ciclo de pedaleo.

La fatiga que acontece durante períodos prolongados de pedaleo también altera el perfil de aplicación de la fuerza tangencial o efectiva, así como los impulsos positivo y negativo de la misma. Sanderson y Black (2003) han comparado en 12 ciclistas de competición las fuerzas aplicadas en los minutos iniciales y finales de un ejercicio consistente en pedalear al 80% del $VO_{2m\acute{a}x}$ hasta el agotamiento. Estos autores han encontrado aumentos del 10% en el pico de fuerza efectiva, y del 7% y 60% en los impulsos positivo y negativo, respectivamente. La disminución en la eficiencia mecánica del pedaleo se veía acompañada de un aumento en los momentos de fuerza de los músculos extensores de la cadera, los flexores de la rodilla y los flexores plantares del tobillo, con alteraciones en la cinemática del muslo y la pierna (120).

En nuestro país sólo existe un laboratorio capaz de analizar el comportamiento de la fuerza tangencial o efectiva durante el pedaleo (Sport-Lab, www.sport-lab.net), para ello utiliza un cicloergómetro con las dos bielas sensorizadas independientemente, lo que permite evaluar el índice técnico de pedaleo (ITP) de ambas piernas, así como la simetría en la producción de fuerza efectiva. El cicloergómetro puede ajustarse exactamente a las medidas de las bicicletas que los ciclistas utilizan habitualmente, siendo una ventaja frente a los pedales dinamométricos, que son instalados en una bicicleta estándar (4). Además, de cara al entrenamiento y mejora de la técnica, puede utilizarse un módulo de feedback, que indica al ciclista, gráficamente y en tiempo real, la producción de impulso positivo y negativo. Actualmente se están evaluando a diferentes grupos de ciclistas (montaña, carretera, pista, etc.), partiendo de unos protocolos estandarizados que posteriormente se individualizan en función de la disciplina practicada. Sirva como ejemplo, el resultado de un análisis técnico en un ciclista novato que pedalea a 155 W (ITP = 62%, el 55% del impulso es producido por la

pierna izquierda) y de un ciclista experto que pedalea a 294 W (ITP = 93%, ambas piernas producen el mismo impulso). La producción de impulso positivo por parte del ciclista experto es muy similar, a pesar de estar pedaleando al doble de potencia que el novato, lo que es debido a una menor producción de impulso negativo de fuerza efectiva (Figura-28).

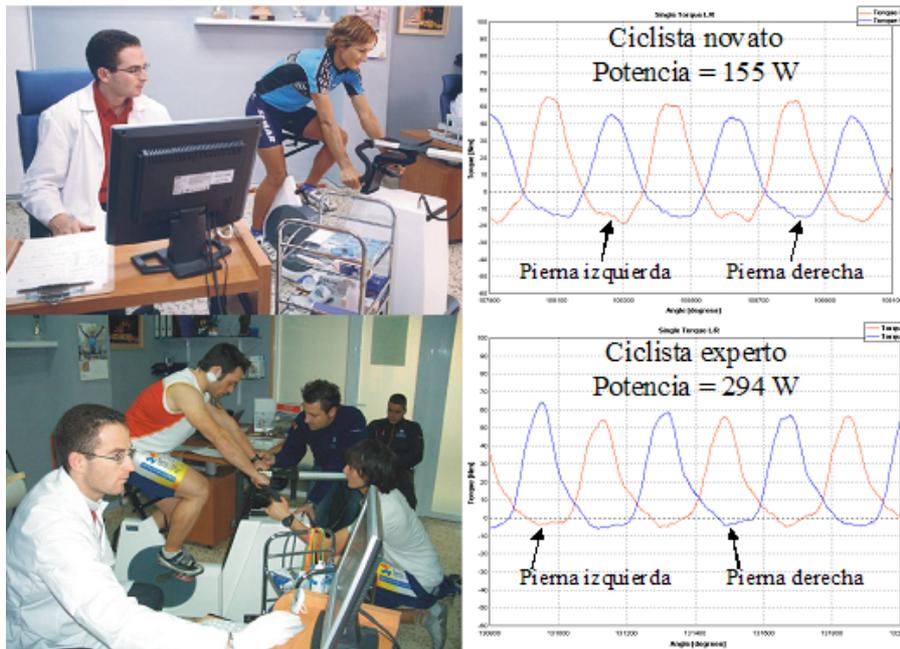


Figura-28.-Izquierda: Cicloergómetro para evaluar la fuerza tangencial o efectiva aplicada en las dos bielas. Derecha: Análisis de la fuerza efectiva aplicada con ambas piernas en un ciclista novato y experto (cortesía de Sport Lab, www.sport-lab.net, Granada).

Otro tipo de cicloergómetros han tenido una mayor difusión en el ámbito asistencial y de investigación en Ciclismo (8, 17, 94). Uno de ellos ofrece la posibilidad de analizar el momento de fuerza efectiva o torque aplicado durante el pedaleo, a partir del cual, podrían calcularse los impulsos de fuerza (SRM Ergometer, www.srm.de, Alemania). Sin embargo, existe una gran diferencia respecto al sistema anterior, y es que el torque analizado es la suma de las fuerzas tangenciales aplicadas con ambas piernas, con lo cual, resulta bastante difícil profundizar en el análisis técnico del pedaleo (cálculo del ITP). La principal aplicación biomecánica de este ergómetro es calcular la simetría/asimetría en la producción de torque durante la fase de impulso de ambas piernas (Figura-29). Es bastante habitual encontrar asimetrías en el pedaleo de los ciclistas (57), y recientes trabajos llevados a cabo en la Universidad Federal de Santa María indican que, a intensidades menores del 90% del $VO_{2\text{máx}}$ (Figura-29), existe una mayor producción de torque por parte de la pierna dominante (5-8%) (26). Los trabajos anteriores que han sido realizados a potencias fijas (260 W) y cadencias variables (60-120 rpm) han encontrado estas mismas diferencias (126), al comparar la potencia producida por la pierna dominante y no dominante, y aunque reconocen que existe un comportamiento bastante individual por parte de los ciclistas evaluados, la mayor participación de la pierna dominante se atribuye

a que la pierna no dominante genera mayor potencia negativa durante toda la fase de recobro (mayor impulso negativo). A medida que la cadencia aumenta, las diferencias entre ambas piernas son menores (126). A medida que la potencia aumenta, los impulsos negativos durante la fase de recobro también disminuyen (121). Estas últimas afirmaciones no pueden ser corroborada con los cicloergómetros que evalúan el comportamiento conjunto de ambas piernas (por ejemplo, con el SRM Ergometer). Futuros trabajos deben profundizar en la influencia de la intensidad de esfuerzo sobre la asimetría durante el pedaleo.

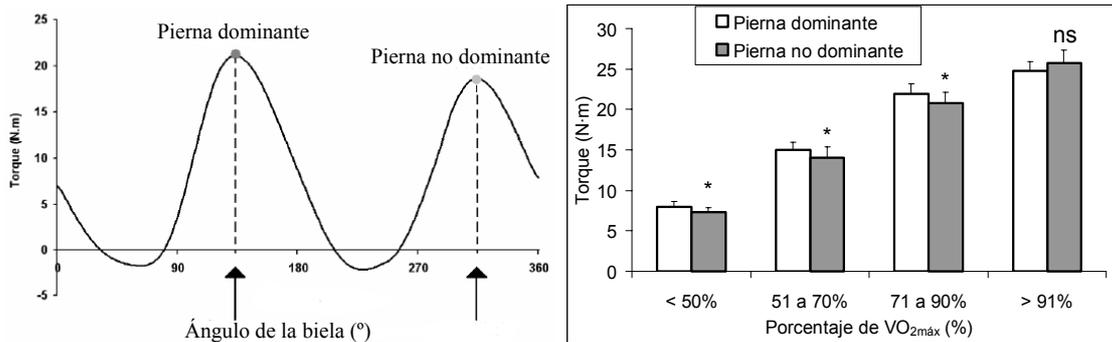


Figura-29.-Izquierda: Momentos de fuerza efectiva o torques máximos de las piernas dominante y no dominante en un ciclo de pedaleo. Derecha: Torques de las piernas dominante y no dominante durante el pedaleo a diferentes intensidades. (modificado de Carpes et al, ref. 25).

Las variables cinéticas que se han comentado hacen referencia a la posición de sentado en llano, que ha sido la más analizada en la literatura sobre Biomecánica del Ciclismo; sin embargo, algunos estudios también han hecho referencia a las fuerzas características del pedaleo en escalada, cuando los ciclistas adoptaban posiciones de pie y sentados (5, 20, 132). La principal diferencia entre el pedaleo sentado en llano y escalando es que en este último, el pico de fuerza efectiva acontece antes (entre los 80-90°); sólo algunas modificaciones en el movimiento del pedal son destacables para justificar esta diferencia (20).

Las diferencias entre el pedaleo sentado y de pie son mucho mayores, y mientras que la fuerza resultante aplicada al pedal y a la biela durante el pedaleo sentado raramente alcanza el 70% del peso del ciclista (dependiendo de la potencia de pedaleo), esta misma fuerza durante el pedaleo de pie puede llegar hasta el 200% del mismo (83). Por su parte, la fuerza normal aplicada a la biela es mayor y cambia de sentido más veces que durante el pedaleo sentado (5), lo cual significa que la biela sufre mayores esfuerzos de tracción y compresión en el pedaleo de pie (Figura-26 y Figura-30).

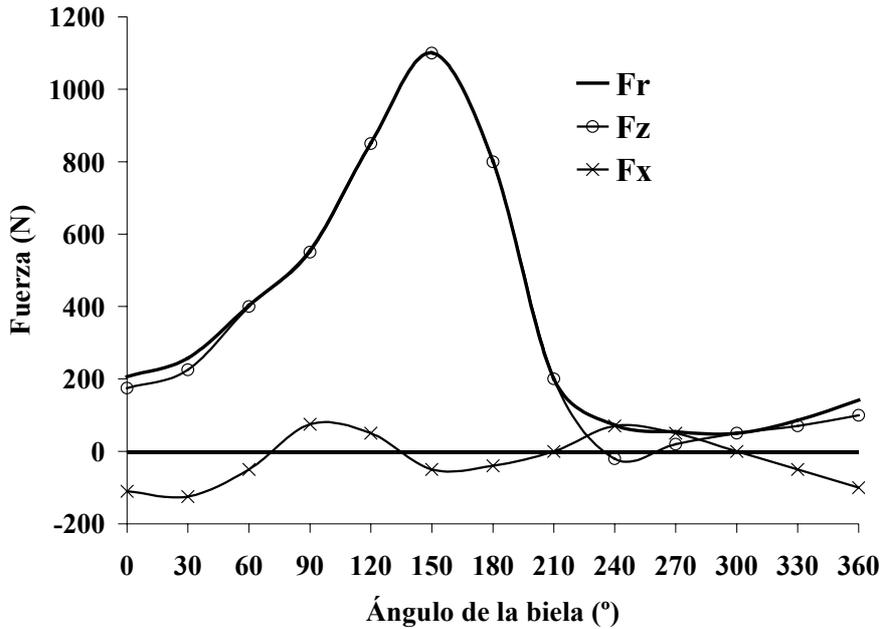


Figura-30.-Fuerzas normal (F_z), tangencial o efectiva (F_x), y resultante (F_r) aplicadas a la biela durante el pedaleo de pie.

No obstante, las principales diferencias entre ambas modalidades de pedaleo se observan en el comportamiento de la fuerza tangencial o efectiva, cuyos valores más altos no se obtienen entre los 90-100° del ciclo de pedaleo (como ocurre durante el pedaleo sentado en llano), sino más tarde, entre los 130-140° del mismo (20). Además, mientras que en el pedaleo sentado no puede hablarse propiamente de un “pedaleo redondo”, porque siempre se generan impulsos de fuerza efectiva negativos, en el pedaleo de pie la pierna que se encuentra en la fase de recobro puede tirar activamente del pedal, evitando la aparición de los mismos (Figura-31).

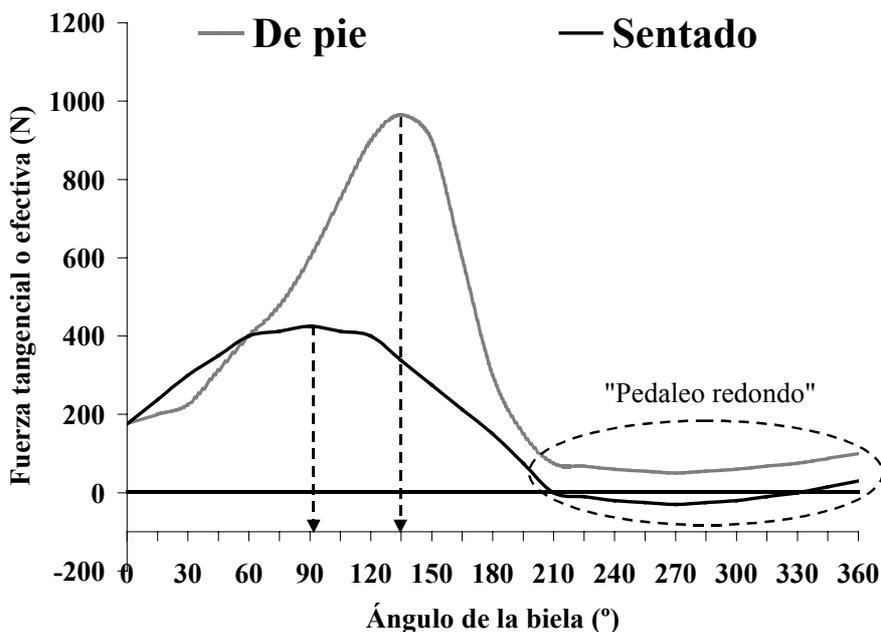


Figura-31.- Diferencias en la fuerza tangencial o efectiva aplicada a la biela durante el pedaleo sentado y de pie.

Estos perfiles de fuerza efectiva descritos para el pedaleo de pie coinciden con las fuerzas ejercidas sobre el manillar y el movimiento del cuadro de la bicicleta (4): 1-Se produce una tracción del manillar hacia atrás y arriba cuando la biela recorre de 30° a 160°. Según ha podido observarse, ésta es la fase principal para producir fuerza tangencial en la biela. 2-Los valores pico en la fuerza de tracción del manillar se obtienen aproximadamente a los 70° de la biela. Este hecho coincide con la fase de la curva fuerza tangencial-ángulo donde existe mayor pendiente de fuerza. Es bastante posible que los ciclistas traccionen con mayor fuerza del manillar para poder transmitirla hasta los pies y pedales en el momento que ésta es más necesaria. 3-El cuadro de la bicicleta consigue su máxima inclinación aproximadamente a los 140° del ciclo de biela. Este es el punto donde se aplica el mayor valor de fuerza tangencial, pudiendo aprovechar así todo el peso de su cuerpo.

3.3.2.2.-Fuerzas resistivas externas: rozamiento cinético y de rodadura.

Son consideradas fuerzas resistivas externas (Figura-32): la fuerza de rozamiento cinético que aparece en la cadena y los cojinetes de las rueda (FRc), la fuerza de rozamiento de rodadura que surge cuando las ruedas contactan y giran por encima del suelo (FRr), la fuerza de arrastre aerodinámica que surge como consecuencia de la interacción entre el sistema ciclista-bicicleta y el aire (FA), y la fuerza de la pendiente que depende de la inclinación del terreno y el peso del sistema ciclista-bicicleta (FP). Aplicando la 1ª Ley de Newton (81), para que un ciclista pedalee a una velocidad estable, es necesario que las fuerzas propulsivas (aplicadas a los pedales y la biela) sean iguales que las resistivas, pudiendo mantenerse una mayor velocidad estable para la misma fuerza propulsiva cuando las fuerzas resistivas son minimizadas (por ejemplo, en pruebas de contrarreloj, persecución, etc.). Otra posible aplicación de esta Ley es considerar que, la aceleración un ciclista será mayor, siendo constante la fuerza propulsiva, cuanto menores sean las fuerzas resistivas (por ejemplo, durante algunas competiciones de Ciclismo en Pista, demarraje en Ciclismo de Ruta, etc.). Se puede hablar por tanto, de una fuerza resistiva ($F_{resistiva} = FRc+FRr+FA+FP$) y una potencia resistiva ($P_{resistiva} = [FRc+FRr+FA+FP] \cdot V$) absolutas que determinarán la eficacia de la fuerza propulsiva.

Las fuerzas debidas al *rozamiento cinético* se manifiestan en los ejes de las ruedas (delantero y trasero), en el eje de pedaliar (eje de la biela y el plato) y en los eslabones de la cadena (Figura-32). Es muy difícil valorar cada una de estas fuerzas por separado (94), y existen pocos estudios que se hayan encargado de hacerlo (35). Se considera que la siguiente ecuación es capaz de estimar la potencia de pedaleo destinada a vencer la fuerza de rozamiento cinético de los dos ejes de las ruedas, considerando que dichos ejes presentan un rozamiento

estándar (35): $P = V \cdot (91 + 8.7 \cdot V) \cdot 10^{-3}$. Cuando Martin *et al* (94) desarrollaron un modelo matemático para predecir la potencia de pedaleo en Ciclismo, obtuvieron que las pérdidas por rozamiento cinético en los ejes eran aproximadamente un 1% de la potencia resistiva total, mientras que las pérdidas por rozamiento cinético en la cadena suponían un 2.4% de la misma. Este trabajo deja patente el bajo peso relativo de la resistencia debida al rozamiento cinético. No obstante, esta resistencia puede optimizarse, razón por la cual, los ciclistas y mecánicos de un equipo ciclista manipulan cuidadosamente tanto los ejes como las cadenas, con el objetivo de disminuir su rozamiento.



Figura-32.-Izquierda: Representación de las fuerzas resistivas en Ciclismo. Derecha: Manifestaciones de la fuerza de rozamiento cinético en una bicicleta.

La fuerza de *rozamiento por rodadura* (FRr) se origina cuando un objeto rueda sobre una superficie, definiéndose como la “fuerza debida al desgaste y deformación de dos superficies que están en contacto” (81), provocando un efecto “como si la superficie que rueda impactara con el suelo” (58). La ecuación genérica para obtener FRr tiene en consideración tanto el peso del sistema ciclista-bicicleta o fuerza normal (FN) como el coeficiente de rozamiento por rodadura (μr) (58):

$$FRr = \mu r \cdot FN$$

donde FRr es la fuerza de rozamiento por rodadura en N, μr es el coeficiente de rozamiento por rodadura (adimensional) y FN es la fuerza normal en N.

Diferentes trabajos han estudiado y profundizado todos los factores que pueden afectar a la fuerza de rozamiento por rodadura en Ciclismo, identificándose un total de 7 factores que se desarrollan a continuación:

- A) Peso del sistema ciclista-bicicleta (P). Algunos autores han evaluado la influencia del P en la FRr durante la conducción en línea recta por terrenos que no presentan pendiente, asumiendo que P es equivalente a la fuerza

normal (FN) (96). De esta manera han obtenido una relación lineal entre ambas variables, tal y como se describe en la propia ecuación de la FRr, encontrando un coeficiente de rozamiento de rodadura constante, con un valor de 0.005 (Figura-33). Sin embargo, otros autores han observado una influencia de la FN en dicho coeficiente (21, 53), cuestionando la ecuación anterior, y obteniendo una relación polinómica de segundo orden entre ambas variables (Figura-33). Estos últimos hallazgos no carecen de sentido, en tanto que una mayor carga vertical supondrá una mayor deformación del neumático, que determinará, a su vez, una mayor área de contacto entre el neumático y la superficie (véase el factor f). Al margen de esta discusión, pueden introducirse otras fuentes de error en el cálculo de la FRr, cuando se considera que FN es igual a P (10, 107). En Ciclismo se presentan situaciones en las que estas variables no son iguales (94): 1-Durante el ascenso o descenso por una pendiente (% ó α), donde $FN = \cos\alpha \cdot P$, lo que indica que una mayor pendiente reduce el valor de la FN. Algunos autores han considerado despreciable este efecto (78), debido a que las pendientes utilizadas en Ciclismo (valor máximo del 15% ó 8.5°) no afectarían al cálculo trigonométrico de la FN ($FN = \cos 8.5^\circ \cdot P$, quedando que $FN = 0.99 \cdot P$). 2-Durante la conducción en curvas peraltadas, muy común en el Ciclismo en Pista (véase Figura-6), donde la fuerza normal es la suma vectorial del peso (P) y la fuerza centrípeta ($F_c = m \cdot v^2 \cdot r^{-1}$). Este efecto no ha sido considerado algunos trabajos de Ciclismo en Pista (10, 107). Tomando como referencia las dimensiones del velódromo de Anoeta (San Sebastián, España), en el que aproximadamente 150-160 m de los 330 m totales de cuerda se corren en curva (25 m de radio), se puede calcular el verdadero valor de FN para un sistema ciclista-bicicleta de 80 kg (785 N) de masa que circula a 50 km · h⁻¹ (13.9 m · s⁻¹): $FN = P + F_c = 785 + (80 \cdot 13.9^2 \cdot 25^{-1}) = 785 + 618 = 1403$ N. En este ejemplo, la fuerza normal es casi el doble que el peso del sistema ciclista-bicicleta, pudiendo sobrepasar estos valores cuando los ciclistas circulen a más de 50 km · h⁻¹. Por lo tanto, y a modo de conclusión: -Es necesario investigar la verdadera relación (lineal o exponencial) entre la FRr y la FN. -Durante el ascenso o descenso por pendientes, puede considerarse que FN y P son iguales, pero durante la conducción en curva (Ciclismo en Pista), deberían tenerse en cuenta que FN es mayor que P, lo cual, puede alterar bastante el cálculo de FRr.

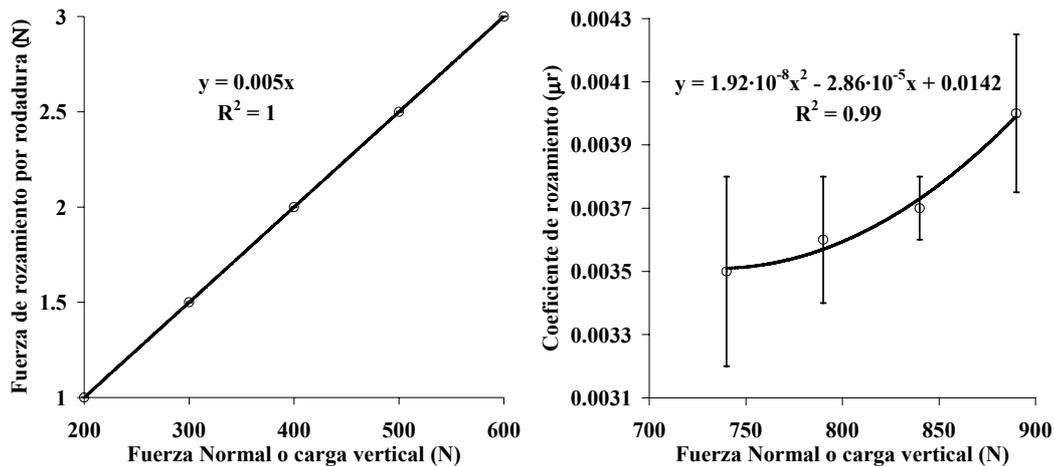


Figura-33.-Izquierda: Relación entre la fuerza de rozamiento por rodadura y la fuerza normal (FN) o carga vertical del neumático (modificado de Menard, 1992). Derecha: Relación entre el coeficiente de rozamiento por rodadura y FN (modificado de Grappe et al, 1999).

- B) Características de la superficie de competición. La FRr no es constante, y depende de las características de las dos superficies que entran en contacto. En este sentido, y como bien refieren Algarra y Gorrotxategui (3), durante una época fue posible colocar en los velódromos pasillos recubiertos de pavimentos sintéticos especialmente lisos que disminuían la FRr. Estos pasillos eran utilizados fundamentalmente por los velocistas, ilustrándose con el ejemplo del Velódromo de Bassano de Grapa. Algunas veces (en condiciones climatológicas no adversas, con la carretera completamente lisa), durante la competición ciclista en ruta, puede observarse cómo los ciclistas escapados circulan por encima de las líneas que delimitan los carriles de circulación de la carretera, en un intento de conseguir el efecto que se acaba de comentar.
- C) Elasticidad de la goma del neumático. La goma del neumático se deforma inevitablemente al chocar contra el suelo, y a continuación, parte de la energía de deformación es devuelta en el sentido del avance del sistema ciclista-bicicleta, mientras que otra parte se pierde en forma de calor. Éste es un principio que se cumple en cualquier tipo de choque elástico, midiéndose el grado de elasticidad en función de la cantidad de energía que se aprovecha y no se pierde en forma de calor (61). Partiendo de la base de que no existe ningún tipo de goma perfectamente elástica, que devuelva toda la energía del choque, se puede decir que, cuanto más elástica sea la goma del neumático, menores valores de FRr se van a encontrar en unas condiciones estándar. Menard (96) realizó un sencillo experimento con el que corroboró la teoría que se acaba de comentar, dejando caer de forma pendular un objeto metálico sobre la goma una rueda desde una altura conocida, y midiendo la altura hasta la que este objeto era despedido. A partir de estas alturas pudo calcular el coeficiente de elasticidad de la goma de la rueda, y relacionarlo con la FRr de la misma (Figura-34).

D) Grosor y anchura de la goma del neumático (Figura-34). Tomando como referencia lo que se acaba de comentar, cuanto más grueso sea un neumático, más energía puede disiparse en forma de calor (mayor FRr), por lo cual, manteniendo el resto de condiciones estables, el grosor de la goma no debe ser excesivo (96). De otra parte, un aumento de la anchura del neumático también aumentará la FRr, debido a que éste dejará una huella de mayor área (ver siguiente factor). En este sentido, existen claras diferencias entre la anchura de los neumáticos utilizados para diferentes pruebas ciclistas, que pueden ordenarse, de menor a mayor: pista, ruta, triatlón y bicicleta de montaña. No obstante, en las pruebas de pista y ruta no debe disminuirse excesivamente la anchura del neumático, ya que el peso del sistema ciclista-bicicleta lo aplastaría, dejando una huella mayor que la de un neumático más ancho, aumentando así la FRr (3).

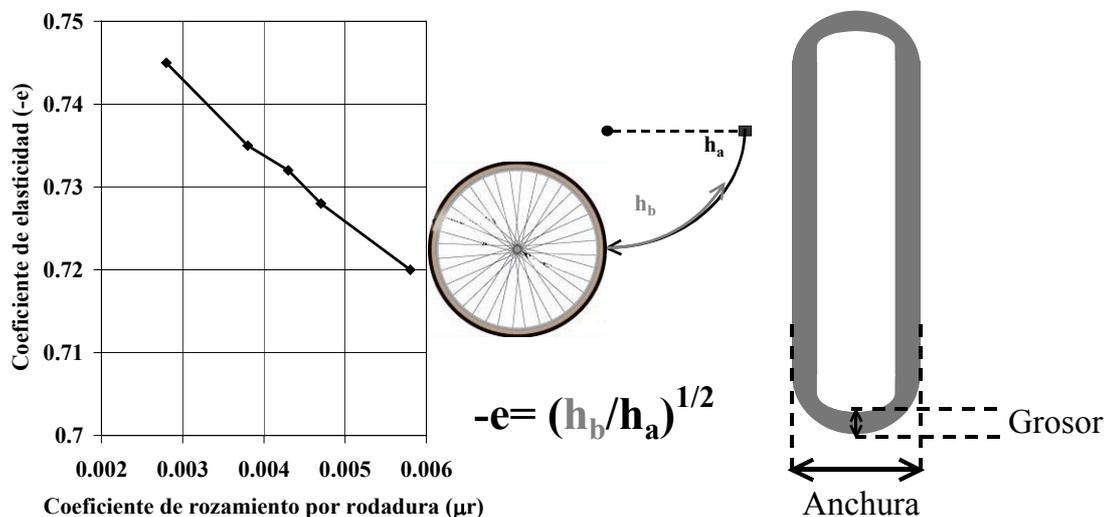


Figura-34.-Izquierda: Relación entre el coeficiente de elasticidad de la goma de un neumático y el coeficiente de rozamiento por rodadura del mismo (modificado de Menard, 1992). Derecha: Representación del grosor y la anchura de un neumático.

E) Diámetro de la rueda (Figura-35). En contra de lo que puede pensarse, cuanto mayor es el diámetro de la rueda (o del objeto rodante) menor es la FRr. Esto es debido a que el ángulo con el que la rueda choca con el suelo es menor, deformándose menos, y disipándose menor cantidad de energía en forma de calor (81). Dicho ángulo puede obtenerse trazando una tangente desde el punto de contacto de la rueda con el suelo hasta la circunferencia de la propia rueda (58). Una vez más, Menard (96) realizó un ensayo con dos ruedas de diferente diámetro (51 y 56 cm), comprobando que la rueda más grande presentaba casi un 20% menos de FRr. En la actualidad, la Unión Ciclista Internacional permite utilizar ruedas entre 55 y 70 cm, sin embargo, los ciclistas no hacen uso de grandes ruedas que disminuirían la FRr, porque las mejoras en esta fuerza resistiva se verían anuladas por una mayor resistencia aerodinámica y un mayor peso (con efectos negativos durante el ascenso por pendientes) de las ruedas más grandes.

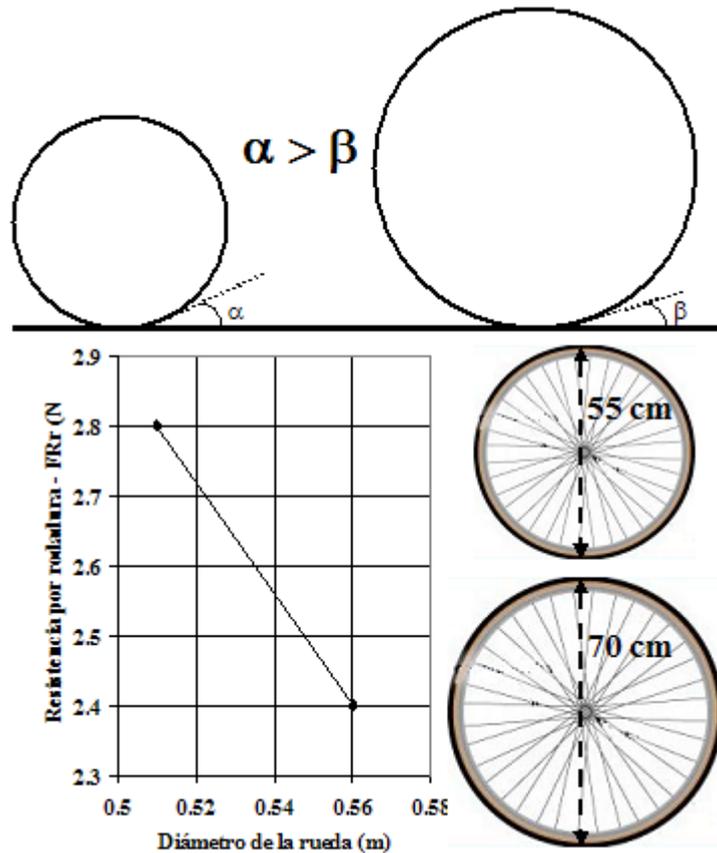


Figura-35.-Arriba: Ángulo de choque de la rueda con la superficie del suelo (α y β) en función de su tamaño. Abajo: Relación entre la fuerza de resistencia por rodadura y el diámetro de la rueda (modificado de Menard, 1992).

F) Presión de hinchado del neumático (Figura-36). Una mayor presión en el neumático disminuirá la huella que éste deja (la marca de la rueda) al contactar con el suelo, por lo que la FRr también disminuirá (58). Menard (96) lo comprobó experimentalmente, al medir la FRr de un mismo neumático que fue hinchado a presiones de 3, 4 y 5 bar, disminuyendo un 25% la FRr cada vez que se aumentó 1 bar la presión. Actualmente los neumáticos utilizan presiones entre 8-9 bar, muy superiores a las comentadas. Grappe *et al* (53) han realizado ensayos con neumáticos hinchados a presiones entre 1.5 y 12 bar (valores de μ_r entre 0.0101 y 0.0038, respectivamente), comprobando que, a partir de 9 bar, la disminución del coeficiente de rozamiento por rodadura es prácticamente inapreciable. Por lo tanto, no se aconseja utilizar presiones muy altas, ya que no disminuirían la FRr, y sí empeorarían el confort de los ciclistas (dependiendo del estado del firme) debido a que las vibraciones de la bicicleta serían mayores (3).

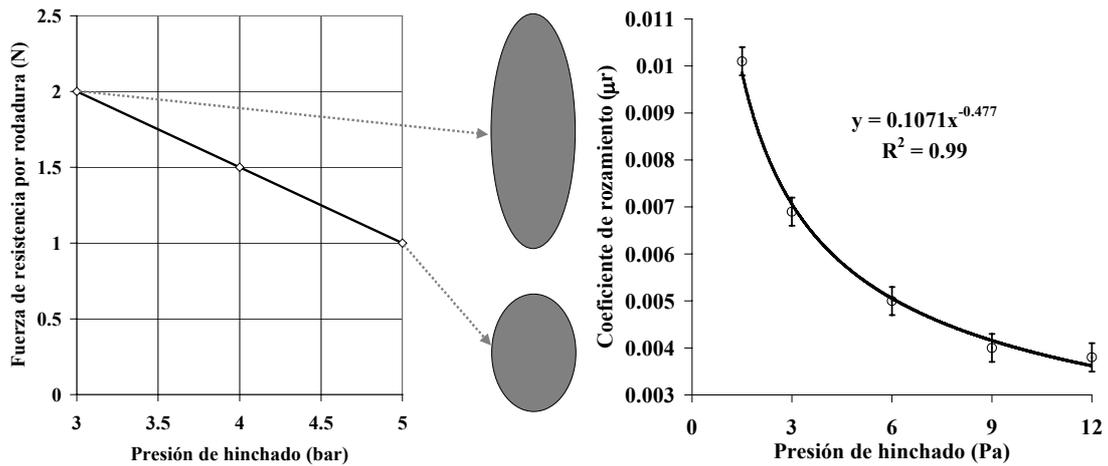


Figura-36.-Izquierda: Relación entre la fuerza de resistencia por rodadura y la presión de hinchado del neumático (modificado de Menard, 1992). Huella del neumático a distintas presiones. Derecha: Relación entre el coeficiente de rozamiento por rodadura y la presión de hinchado del neumático (modificado de Grappe et al, 1999).

G) Ángulo de deriva durante la conducción en curva (Figura-37). Uno de los mecanismos que se han descrito para provocar el giro en las bicicletas es el giro del manillar y, consecuentemente, de la rueda. Cuando esto se produce, la trayectoria o dirección de la rueda no coincide con la trayectoria de la bicicleta. Dicho de otra forma, la bicicleta describe una curva más amplia que la observada en el movimiento del manillar (96). El ángulo entre ambas trayectorias es lo que se conoce como “ángulo de deriva”. Este ángulo será el responsable de una deformación lateral del neumático, que es empujado por la propia bicicleta, presentando mayor área de contacto o huella con el suelo, y aumentando la FRr. Un menor ángulo de deriva y una menor oscilación del mismo durante la curva van a permitir una mejor conducción en estas condiciones. Este ángulo aumentará proporcionalmente a la cantidad de fuerza centrípeta que se tenga que generar para tomar la curva, al peso del sistema ciclista-bicicleta y a la distancia vertical entre la llanta de la rueda y el suelo, que a su vez está determinada por la altura o perfil del neumático. El ángulo de deriva disminuirá a medida que se aumente la presión de hinchado y la anchura del neumático.

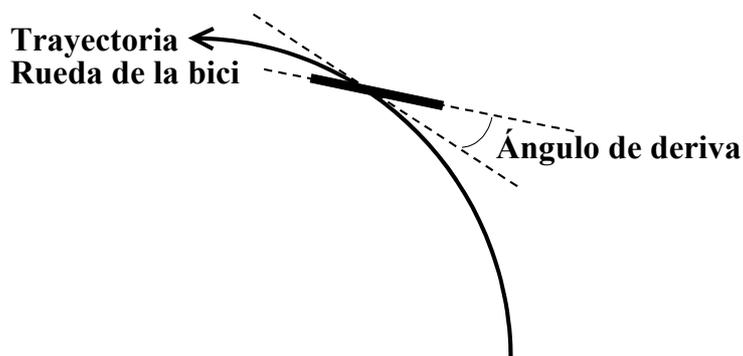


Figura-37.-Representación del ángulo de deriva durante la conducción en curva.

Es posible que la velocidad de desplazamiento también afecte a la FRr, aumentándola, como se ha observado en ensayos a más de $108 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ en trenes y automóviles (69). Este efecto podría deberse a una mayor deformación dinámica de la rueda; sin embargo, todavía no se conoce bien el papel del rozamiento estático con el aumento de velocidad (punto de contacto con el suelo) y cómo puede afectar a la FRr (21). Teniendo en cuenta esto, y que las velocidades alcanzadas en Ciclismo son bastante menores, se ha decidido no introducir este factor.

La FRr puede evaluarse tanto en el laboratorio (96) como en el propio terreno (21). Para la valoración en el laboratorio, Menard (96) describió un sistema que permitía fijar el eje trasero de la bicicleta a un dinamómetro con galgas extensiométricas, mientras que la rueda delantera se apoyaba en un rodillo que giraba a velocidad constante; de esta forma, se podía evaluar la fuerza generada por la rodadura del neumático, que era registrada en el dinamómetro. Para la valoración en campo, Candau *et al* (21) describieron el “método de deceleración simplificada para valorar las fuerzas resistivas en Ciclismo”, basado en la 2ª Ley de Newton ($F = m \cdot a$), que consistente en medir la deceleración del ciclista una vez que deja de pedalear, la cual, dependerá de la suma de la resistencia aerodinámica y de rodadura (siempre que el terreno sea totalmente liso). Para medir la deceleración se utilizan dos sensores de velocidad de la bicicleta colocados a una distancia conocida, obteniendo así el incremento de velocidad en el tiempo, y también la distancia total donde han actuado las resistencias. Realizando varios ensayos en los que los ciclistas mantienen las mismas posiciones (no se modifica la resistencia aerodinámica), puede obtenerse la FRr. Este método ha sido aplicado para evaluar la influencia de la presión de hinchado y la fuerza normal en el coeficiente de rozamiento por rodadura (53).

Después de haber comentado los factores que afectan a la FRr y las técnicas que permiten evaluarla, es necesario precisar que esta fuerza resistiva igual o menor a un 10.5% de la fuerza resistiva total durante las pruebas de ruta que se realicen en llano (velocidades superiores a $40 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$), e igual o menor a un 3.5% durante las pruebas de pista (velocidades superiores a $50 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) (40). No obstante, modificando cualquiera de estos factores puede conseguirse una mejora importante para los ciclistas de alto nivel. Se considera que el coeficiente de rozamiento por rodadura de un neumático estándar para las pruebas de ruta es de 0.003-0.004 (53, 56), disminuyendo a medida que la superficie es más lisa, tal y como ocurre en las competiciones de pista, donde se consideran valores entre 0.0020-0.0027 (22, 107). Cuando el neumático es más ancho (más de 22-23 mm de tubular), como es el caso de las pruebas de triatlón, los valores son aproximadamente de 0.0066, aumentando todavía más para las pruebas con bicicleta de montaña (94).

3.3.2.3.-Fuerzas resistivas externas: fuerza de arrastre aerodinámico.

La fuerza de arrastre aerodinámico (FA) es la principal fuerza resistiva cuando las competiciones ciclistas se desarrollan en llano; quizás por este motivo, ha sido la resistencia más analizada en la literatura (40). La FA puede ser mayor del 90% de la fuerza resistiva total que el ciclista debe vencer, dependiendo de la velocidad a la que se desarrolla la competición y del tipo de bicicleta y posturas utilizadas. Esto ocurriría en una bicicleta de paseo, con un agarre alto del manillar y a más de 50 km/h; en una bicicleta estándar de ruta, con la postura de agarre bajo del manillar y a más de 40 km/h; o en una bicicleta aerodinámica, con agarre en el manillar de triatlón y a más de 30 km/h (Tabla-6).

VELOCIDAD (km/h)	POSTURA SOBRE LA BICICLETA					
	Bicicleta de paseo		Bicicleta de ruta		Bicicleta aerodinámica	
	% Rodadura	% Aer.	% Rodadura	% Aer.	% Rodadura	% Aer.
10	73	27	65	35	48	52
15	55	45	46	54	29	71
20	41	59	32	68	19	81
25	31	69	23	77	13	87
30	24	76	17	83	9	91
35	19	81	13	87	7	93
40	15	85	10	90	5	95
45	12	88	8	92	4	96
50	10	90	7	93	3	97
55	8	92	6	94	2	98

Tabla-6.-Porcentaje de potencia empleada para vencer la resistencia por rodadura (% Rodadura) y aerodinámica (% Aer.) en diferentes tipos de bicicletas durante el pedaleo en llano (a partir de Di Prampero, 2000).

La FA se origina como consecuencia de la diferencia de presiones existente entre el aire que está delante y detrás del sistema ciclista-bicicleta, cuando éste se encuentra en movimiento, y como consecuencia del rozamiento de las capas de aire con los perfiles del ciclista y de la bicicleta (69). Así pues, técnicamente se distinguirían dos tipos de FA, de forma y viscoso, respectivamente (52). Sin embargo, metodológicamente es difícil evaluar por separado ambas resistencias, por lo que suele hablarse, de forma genérica, de FA. La ecuación para obtener la FA es la siguiente (40, 69):

$$FA = 0.5 \cdot \rho \cdot S \cdot Cx \cdot v^2$$

donde FA es la fuerza de arrastre aerodinámico en N, ρ es la densidad del aire en $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$, S es el área frontal del sistema ciclista-bicicleta en m^2 , Cx es el coeficiente de arrastre aerodinámico (adimensional), $S \cdot Cx$ es el coeficiente de succión aerodinámica en m^2 y v es la velocidad con la que el aire choca con el sistema ciclista-bicicleta.

Existen diferentes metodologías que permiten valorar la FA, aunque actualmente se considera que el túnel de viento es la más válida y fiable de todas ellas. Estas metodologías se describen a continuación:

- A) Test de resistencia tradicional (22, 39). Consiste en arrastrar con una motocicleta a una bicicleta, estando ambas unidas entre sí por un cable, manteniendo en todo momento la postura predeterminada y una cadencia de pedaleo (sin cadena de transmisión) entre 60-100 rpm, para simular la turbulencia generada por este movimiento. El cable que va de la motocicleta a la bicicleta tiene una longitud aproximada de 10 m para minimizar la turbulencia de aire generada por la motocicleta. En el cable se colocan unos sensores de fuerza mediante galgas extensiométricas, con los que se conocerán directamente las fuerzas de resistencia totales (rodadura y aerodinámica) que actúan sobre el ciclista. Estas fuerzas son registradas y promediadas durante varias vueltas (de 4 a 6). Considerando un valor fijo para la fuerza de rozamiento de rodadura (aplicando los coeficientes de rozamiento que se han descrito en el apartado anterior), puede obtenerse el valor de la FA.
- B) Extrapolación de variables metabólicas obtenidas en laboratorio (22, 23). La predicción de la potencia requerida para circular a una determinada velocidad estable, que incluye a todas las fuerzas resistivas, puede obtenerse a partir de variables metabólicas registradas en el laboratorio. Para ello, es necesario conocer los valores de frecuencia cardiaca, lactacidemia, etc. a una determinada potencia de pedaleo estable en condiciones de laboratorio, y posteriormente solicitar al ciclista que mantenga un nivel de esfuerzo estable en el campo donde las variables metabólicas sean similares a las del laboratorio. Así, se supone que la potencia de pedaleo es la misma, se conoce la velocidad de desplazamiento del ciclista, y pueden estimarse las fuerzas de rozamiento cinético y de rodadura, por lo que la potencia restante será debida a la FA.
- C) Método de deceleración simplificada (21). Este método ha sido explicado en párrafos anteriores para determinar la fuerza de rozamiento por rodadura, pero también puede utilizarse para estimar la FA. Para ello, debe medirse o estimarse la fuerza de rozamiento por rodadura, siendo la FA la responsable de la deceleración del sistema ciclista-bicicleta.
- D) Potenciómetros móviles (8, 53, 98, 110). En la actualidad, durante la realización de tests de campo, la potencia de pedaleo puede ser registrada por diferentes modelos de potenciómetros móviles (Figura-38) que están disponibles en el mercado (Max-One®, Power-Tap®, Polar Power Output® y SRM®). Conociendo la velocidad de desplazamiento del ciclista y la potencia, y estimando la fuerza de resistencia por rodadura, puede obtenerse la potencia debida a la rodadura. Por lo tanto, la potencia aerodinámica será la diferencia entre ésta y la potencia total. A partir de la potencia aerodinámica, conociendo la velocidad de desplazamiento, se puede obtener el valor de FA .

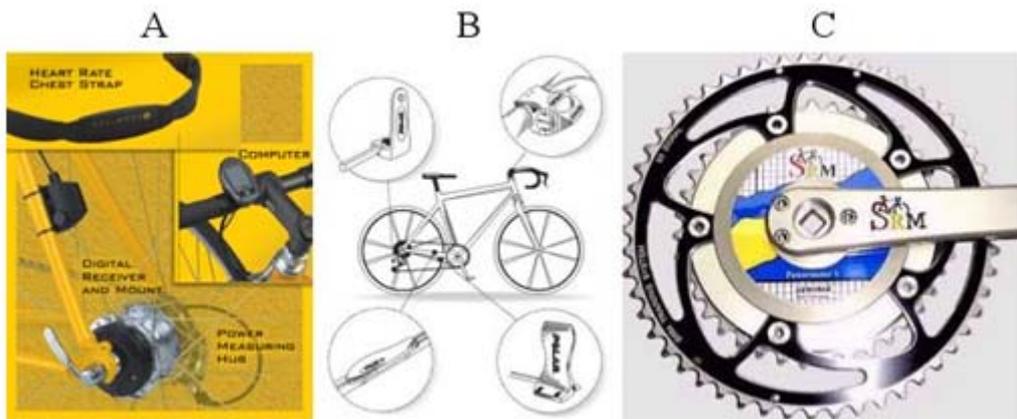


Figura-38.-Diferentes modelos comerciales de potenciómetros móviles: Power-Tap® (A), Polar Power Output® (B) y SRM® (C).

E) Túnel de viento (43, 44, 52). Se coloca al ciclista y la bicicleta encima de una plataforma de fuerzas o balanza dinamométrica, haciendo que una corriente laminar de viento generado artificialmente choque contra ambos (véase la cámara de contracción), y midiendo directamente los valores de FA para una velocidad de viento estable (Figura-39). A partir de estos valores, conociendo la temperatura y presión atmosférica del ensayo, así como la velocidad del viento, puede obtenerse el valor de “S·Cx”. Existen diferentes tipos de túneles de viento, utilizándose en el Ciclismo los túneles de tipo subsónico (ya que las velocidades del desplazamiento del ciclista son relativamente bajas) y de circuito cerrado (mejor adecuación de la temperatura del aire en la cámara de ensayo) (52). El túnel del viento ha sido utilizado como test de referencia para medir la influencia de diferentes tipos de manillares, bicicletas, ruedas, etc. en la FA del sistema ciclista-bicicleta (36, 97).

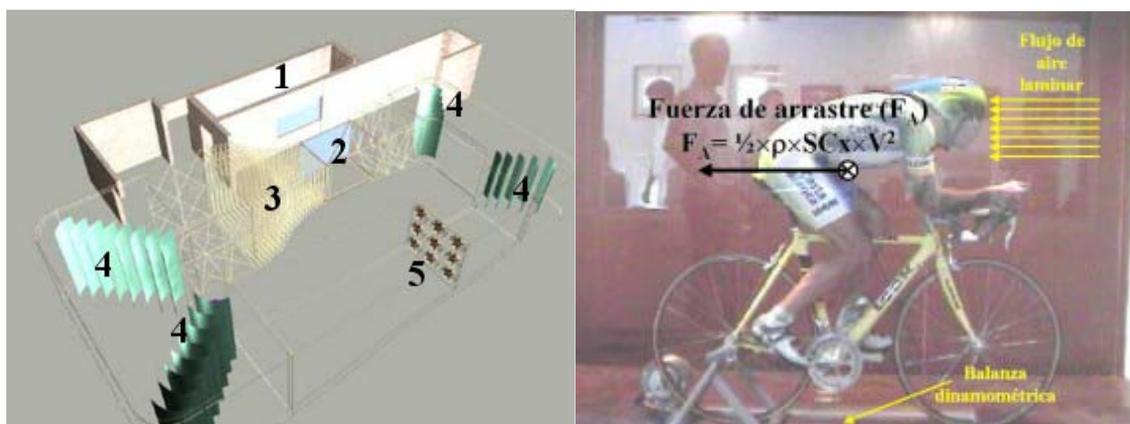


Figura-39.-Izquierda: Esquema del túnel de viento subsónico de circuito cerrado del Instituto Tecnológico de Energías Renovables (ITER, Tenerife, España): Sala de control (1), cámara de ensayos (2), cámara de contracción del viento (3),

placas para cambiar la dirección del viento (4) y generadores de viento (5).

Derecha: Medición de la FA en la cámara de ensayos.

A pesar de las ventajas del túnel de viento, esta es una técnica propiamente de laboratorio, y con un alto coste económico (43), motivo por el cual, en un futuro no muy lejano, otras técnicas de valoración de la FA deben ser utilizadas en condiciones de campo (algunos intentos son referidos por Broker *et al*, 1999). Hoy día esto es imposible, porque todas las técnicas mencionadas han sido cuestionadas en la literatura: 1-El test de resistencia tradicional ha sido cuestionado porque el vehículo de arrastre y las condiciones atmosféricas alteran las medidas de FA (38). 2-La extrapolación de variables metabólicas obtenidas en laboratorio presentan el principal inconveniente de considerar que las condiciones ambientales y los ciclos circadianos, entre otras variables, no van a afectar al gasto metabólico de los ciclistas. 3-El método de deceleración simplificada sobreestimaría el valor de FA (en un 3.8%) cuando se compara con el túnel de viento; y además, su fiabilidad tests-retest es baja (coeficiente de variación en torno al 10%) (69). Si se quiere solucionar este problema, es necesaria una instalación específica (pasillo perfectamente liso y cubierto de 80 m de longitud) para llevar a cabo el test (21). 4-Los potenciómetros móviles también han presentado algunos inconvenientes. Para el Max-One® se ha descrito una baja validez y reproducibilidad, porque el valor de FA se ve influenciado por la temperatura y la medida absoluta de potencia (53). El Power-Tap® no ha sido comparado con otros métodos directos, y su validez y reproducibilidad no puede ser consultada en ningún estudio (110). El Polar Power Output® ha sido comparado con el SRM®, obteniéndose que sobreestima el valor de potencia de pedaleo, y que las diferencias dependen tanto de la cadencia como de la intensidad de esfuerzo (98). Según lo comentado, el SRM® podría ser una alternativa, porque sí ha sido validado en la literatura (8, 79), y además ha sido reconocido como el mejor ergómetro de los mencionados (110). Sin embargo, estudios recientes han demostrado que su fiabilidad también está muy condicionada por la temperatura del ambiente (coeficiente de variación del 5.2%), lo cual puede ser una gran desventaja para su uso en condiciones de campo (48). Además, de momento, su sensibilidad para detectar pequeños cambios en la FA no ha sido comprobada. Por lo tanto, debemos seguir considerando que el túnel de viento es la técnica de referencia para medir la FA, habiendo demostrado una alta sensibilidad y reproducibilidad a la hora de registrar esta variable.

Diferentes estudios, la mayoría de los cuales han utilizado el túnel de viento, han profundizado en los factores que pueden afectar a la FA en Ciclismo. Estos factores serán comentados a continuación:

A) Temperatura y altitud a la que se desarrolla la competición (afectan a ρ). A nivel teórico, un incremento en la temperatura supone un aumento de la viscosidad del aire, con lo cual, la FA viscosa se vería incrementada; por este motivo, sería recomendable competir a temperaturas no muy altas (52). Sin

embargo, un aumento de la temperatura va a afectar a la presión del aire, y ésta, a la densidad del mismo. Por este motivo, ambas variables son tratadas conjuntamente, midiendo la temperatura (T) y presión atmosférica (P), que influirán en la densidad del aire, tal y como expresa la siguiente ecuación:

$$\rho = \rho_0 \times (273/760) \times (P/T)$$

donde ρ es la densidad del aire, ρ_0 es la densidad del aire estándar ($1.293 \text{ kg} \cdot \text{m}^3$), P es la presión atmosférica en mm de Hg, y T es la temperatura en $^{\circ}\text{K}$ ($^{\circ}\text{K} = 273 + ^{\circ}\text{C}$)

Como puede apreciarse en la ecuación, la temperatura se expresa en grados kelvin ($^{\circ}\text{K}$), por lo que la influencia de esta variable en la densidad va a ser muy débil, dentro de los márgenes tolerados para el esfuerzo humano. Mucho más influyente en el resultado final es la presión atmosférica, que disminuirá a la mitad cada 5.5 km de altitud (134), siendo de 688.2 mm de Hg a una altitud de sólo 800 m ($\rho = 1.171 \text{ kg} \cdot \text{m}^3$, cerca de un 10% menor que ρ_0). Desde este punto de vista, cuanto mayor fuera la altitud de la competición, menor sería la presión atmosférica y FA (Figura-40), y por lo tanto, el rendimiento de los ciclistas sería mejorado.

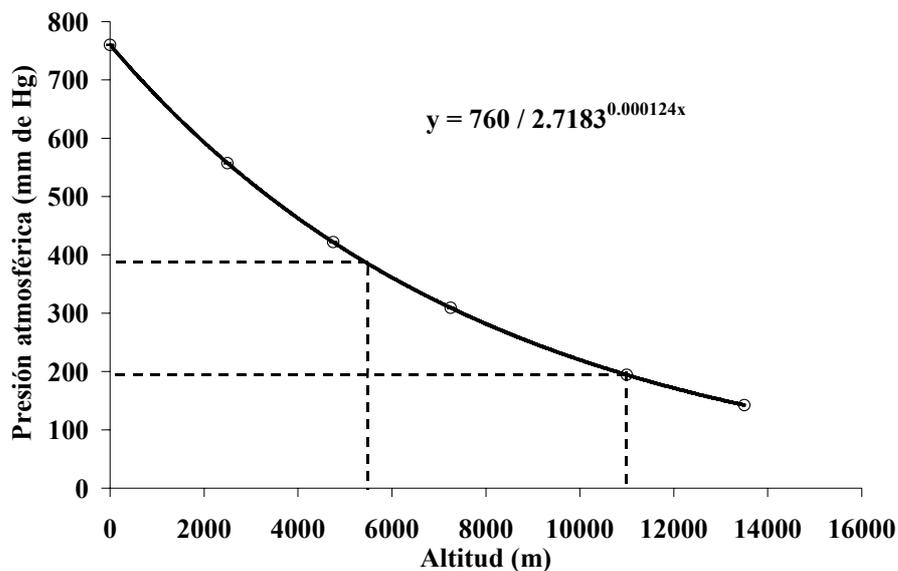


Figura-40.-Relación entre la presión atmosférica y la altitud. Ecuación para estimar la presión: $P = 760 / 2.7183^{(0.000124 \cdot \text{Altitud})}$.

No obstante, desde el punto de vista de la Fisiología, el intercambio gaseoso del oxígeno se produce en función de la presión parcial de este gas, que según la Ley de las Presiones Parciales (95), será el producto de la presión atmosférica en mm de Hg por la concentración de oxígeno en el aire. Dicho de otra forma, podría llegar un momento donde se comprometiera la capacidad de los ciclistas para consumir oxígeno, limitando así su nivel de

rendimiento. En un estudio teórico basado en 50 trabajos que midieron el efecto de la altitud o la altitud simulada en los valores de consumo máximo de oxígeno registrados a nivel del mar, se obtuvo la siguiente ecuación para predecir cuál sería la fracción de consumo máximo de oxígeno obtenido en estas condiciones (105). Puede tomarse como valor de referencia de consumo máximo de oxígeno a nivel del mar el de $80 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (115):

$$\frac{VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{altitud})}{VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{nivel del mar})} = 1.2024 - [0.85 \cdot 2.7183^{(240 - P)/242}] - [0.0018 \cdot VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{nivel del mar})]$$

donde $VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{altitud})$ es el consumo máximo de oxígeno obtenido en condiciones de altitud en $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$; $VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{nivel del mar})$ es el consumo máximo de oxígeno obtenido a nivel del mar en $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, y P es la presión atmosférica en mm de Hg

Las estimaciones llevadas a cabo sobre la altitud óptima para competir en carreras ciclistas de cierta duración, donde el consumo de oxígeno sea importante, han sido bastante discrepantes, ya que en un inicio se cifraban en 4000 m (aplicando las dos ecuaciones anteriores: presión atmosférica de 463 mm de Hg y $VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{altitud}) / VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{nivel del mar})$ de 0.72), y ahora se recomiendan 2500 m (presión atmosférica de 557 mm de Hg y $VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{altitud}) / VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{nivel del mar})$ de 0.83) para ciclistas aclimatados a la altitud y 2000 m (presión atmosférica de 593 mm de Hg y $VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{altitud}) / VO_{2\text{m}\acute{\text{a}}\text{x}}(\text{nivel del mar})$ de 0.86) para ciclistas no aclimatados (10). Esto es debido a que los ciclistas disminuyen su consumo máximo de oxígeno en respuesta a la altitud, y a que son capaces de adaptarse conforme se alarga su estancia y entrenamiento en dichas condiciones. Sin embargo, debemos contemplar con cautela estas estimaciones, porque a nivel práctico, resulta muy difícil competir en un circuito o velódromo estándar a distintas altitudes y ratificar lo que indica este modelo teórico. Si esto fuera posible, en un velódromo a una altitud como la de Ciudad de Méjico (2338 m) se podrían batir con certeza los actuales récords de la hora, o los actuales récords en las distintas competiciones de pista, cuando la tendencia ha sido a utilizar velódromos con curvas menos cerradas (el reglamento de la UCI permite distintas longitudes de la cuerda en los velódromos) y pavimentos más lisos (Burdeos y Manchester), a pesar de estar prácticamente a nivel del mar (73 y 60 m de altitud, respectivamente). Otro factor muy importante va a ser el hecho de que los velódromos sean cubiertos o descubiertos, ya que en estos últimos existen mayores posibilidades de alterar la velocidad del viento, influyendo negativamente en el rendimiento de los ciclistas.

- B) Área frontal del ciclista y la bicicleta (afecta a S). Lógicamente, a mayor área frontal del sistema ciclista-bicicleta, mayores van a ser los valores de FA. El tipo de bicicleta utilizada por los ciclistas (contrarreloj, ruta, etc.), la posición de los brazos en el manillar, y otros factores que serán comentados

posteriormente, van a determinar el área frontal. Los valores referidos en la literatura son muy heterogéneos: entre 0.300-0.493 m² cuando los ciclistas utilizan bicicletas de contrarreloj, y entre 0.387-0.500 m² cuando utilizan bicicletas de ruta (104). El principal inconveniente para comparar las áreas frontales de distintos ciclistas en sus bicicletas es que existen diferentes metodologías para determinarlas (básicamente pueden clasificarse en directas e indirectas), dependiendo de éstas el valor obtenido.

El área frontal puede obtenerse utilizando tres metodologías directas (pesaje de la fotografía, planimetría manual y planimetría computerizada) basadas en el análisis de una fotografía del sistema ciclista-bicicleta en el plano frontal (Figura-41). Todas ellas han demostrado una alta reproducibilidad (CV menor del 3.3%), siendo ligeramente más precisos los métodos de pesaje de la fotografía y planimetría computerizada. La distancia desde la cámara hasta el plano de la fotografía (se recomiendan 6 m para una óptica de 28 a 70 mm), la desviación lateral de la cámara respecto al eje longitudinal de la bicicleta (no debería existir desviación), el ángulo de la cámara respecto al plano frontal (debería ser de 90°) y la colocación del sistema de referencia (debería colocarse a la mitad del tronco del ciclista en el eje anteroposterior) son variables importantes que deben tenerse en cuenta (104):

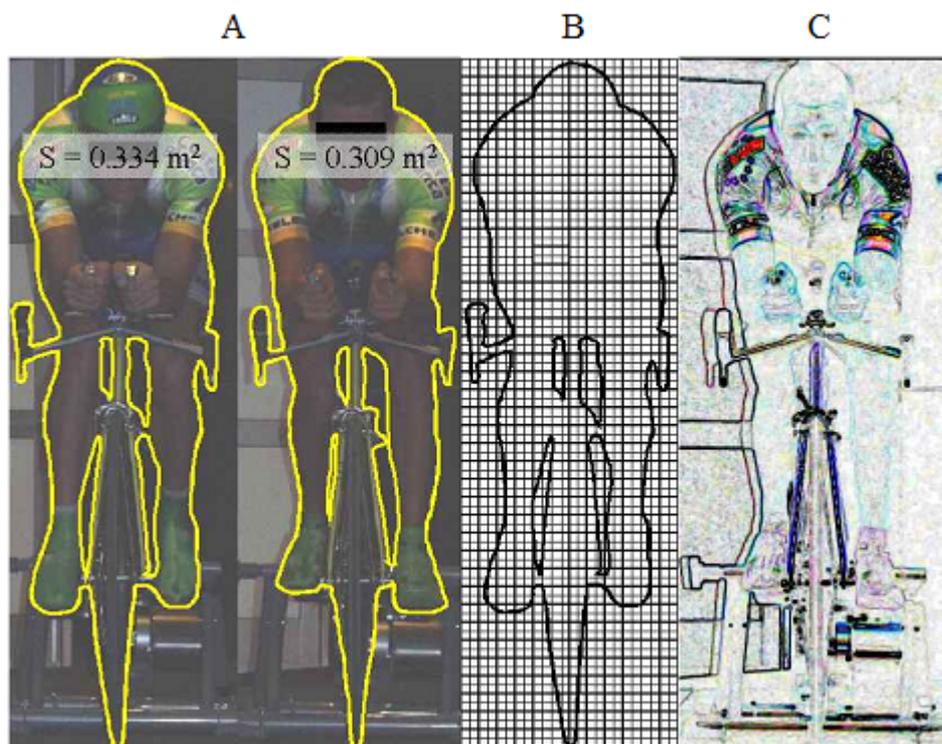


Figura-41.-Determinación del área frontal del sistema ciclista-bicicleta, en dos ciclistas, utilizando métodos directos (A): Planimetría manual (B) y Planimetría computerizada (C).

1-Pesaje de la fotografía. Tomando una fotografía del plano frontal del ciclista en su bicicleta (manteniendo éste las dos bielas horizontales con el suelo) y ubicando en el mismo plano un sistema de referencia de dimensiones conocidas (por ejemplo, $2 \cdot 2$ m). Posteriormente se imprime la fotografía, recortándola por el área delimitada por el sistema de referencia, y pesándola (P1) en una báscula de alta precisión (más de 0.0001 gr). Tras obtener P1, se vuelve a recortar la fotografía por los límites o contorno del ciclista-bicicleta, y se pesa de nuevo en la báscula (P2). Se establece entonces una relación entre P1 y el área del sistema de referencia, y entre P2 y el área del sistema ciclista-bicicleta que se quiere calcular (43, 107). Los estudios que han valorado la variación test-retest con este sistema establecen un error máximo de 0.006 m^2 en la determinación del área frontal (104).

2-Planimetría manual. Se coloca la fotografía del plano frontal encima de un planímetro (hoja con cuadrantes de distintas dimensiones, similar al papel milimetrado), estableciendo una escala entre éste y el sistema de referencia. Posteriormente se dibuja el contorno del sistema ciclista-bicicleta encima del planímetro, contando el número de cuadrantes que ambos ocupan. Tomando como referencia la escala establecida, se obtiene el área frontal del sistema (104). El principal inconveniente de esta metodología viene determinado por el momento en el que los cuadrantes no son totalmente ocupados por contorno del ciclista-bicicleta, quedando a opinión del evaluador el considerar qué porcentaje del cuadrante se computa. Por este motivo, la variación test-retest en la determinación del área frontal con este sistema es de 0.067 m^2 (104).

3-Planimetría computerizada. A diferencia de la planimetría manual, un software se encarga de contornear el perfil del sistema ciclista-bicicleta, basándose en el contraste de colores de la imagen. El área frontal es calculada a partir del área de cada píxel o punto de luz. Se conocen las dimensiones reales de cada píxel, a partir del número de píxeles que ocupan el área determinada por el sistema de referencia. Teniendo en cuenta que en una pulgada cuadrada (6.4516 cm^2) las cámaras fotográficas actuales son capaces de captar más de 0.5 millones de píxeles, puede afirmarse que la precisión de este sistema es muy alta (27, 104). Pese a ser un sistema computerizado, las variaciones test-retest (errores de 0.018 m^2) son mayores que las descritas para el método de pesaje (104). Esto puede deberse a las dificultades para detectar automáticamente el contorno del perfil del sistema ciclista-bicicleta, más que a la precisión en el recuento de píxeles.

Según lo reflejado en los párrafos anteriores, resulta bastante laborioso conocer exactamente el área frontal del sistema ciclista-bicicleta, motivo por el cual, la mayoría de los autores han decidido utilizar métodos indirectos. El principal método indirecto calcula el área frontal a partir del peso y la talla del ciclista, tomando como referencia la superficie corporal del mismo, y considerando que el área frontal del ciclista obtendrá valores entre un 15-20% de la superficie corporal (10, 23, 40). Para ello, utiliza la antigua ecuación de Du Bois y Du Bois (1916), con la que se determina la superficie corporal:

$$BSA = 0.007184 \times BM^{0.425} \times H^{0.725}$$

donde BSA es la superficie corporal del ciclista en m^2 , BM es la masa del ciclista en kg y H es la altura del ciclista en cm.

Aunque existen varias ecuaciones modificadas para este cálculo (103), el trabajo de Swain *et al* (129) muestra que el área frontal no es una proporción fija de la superficie corporal, sino que es individual, siendo el área frontal relativa al peso corporal más pequeña en los sujetos más grandes. Este es uno de los motivos por el cual existe controversia en los cálculos de potencia necesaria para batir los mismos récords de la hora. Mientras que el récord de M. Indurain (53.040m) supuso una potencia media de 510W estimada a partir del método de pesaje de la fotografía (107), otros autores que han utilizado este método indirecto estiman que la potencia media fue de 436W (10). Trabajos posteriores llevados a cabo por Heil (63) han mostrado una baja correlación entre la superficie corporal y el área frontal de los ciclistas, ya que esta última depende del ángulo del tronco con la horizontal y del ángulo del tubo del sillín. Como posible solución, este autor propone tres fórmulas que incluyen ambas variables. Sin embargo, se debe tener en cuenta que cada posición en la bicicleta es bastante individual, por lo que es aconsejable medir directamente el área frontal de los ciclistas, o en su caso, utilizar únicamente el valor de “S·Cx”. Además, este método indirecto sólo tiene en cuenta el área frontal del ciclista, y no del sistema ciclista-bicicleta, lo cual supone una fuente adicional de error. Algunos autores proponen considerar que la bicicleta presenta un área frontal media de $0.1159 m^2$ (103). La única ventaja de este método es que permite estimar las áreas frontales de los ciclistas a los que no se tiene acceso, pudiendo así aplicar distintos modelos matemáticos de predicción del rendimiento (10, 78, 94).

- C) Tipo de ruedas utilizadas (afectan al C_x). Las dos ruedas pueden suponer entre el 10-15% de la FA de la bicicleta, y si se optimiza su resistencia aerodinámica (3-25%), disminuirá entre un 2-3% la FA de la bicicleta (54). La resistencia de ambas ruedas no es la misma, ya que en la rueda trasera disminuye un 25% respecto a la delantera, debido a la zona de baja presión que es generada por el tubo del sillín (54). Menard (97) demostró que existía una clara diferencia entre las ruedas convencionales de 36 radios y las ruedas de 4 bastones y lenticulares, no existiendo diferencias entre estas dos últimas. De este trabajo únicamente pueden extraerse los valores de “S·Cx” de las ruedas (a partir de la potencia aerodinámica y la velocidad a la que se realizó el ensayo), siendo de $0.020 m^2$, $0.011 m^2$ y $0.010 m^2$, para cada rueda de 36 radios, 4 bastones y lenticular, respectivamente.

Un estudio más reciente ha comparado seis tipos diferentes de ruedas del mismo diámetro (69.5 cm), valorando además el efecto de la velocidad del ensayo y el viento lateral en la FA de las mismas (133). Las ruedas evaluadas fueron (Figura-42): a-Estándar de 36 radios, b-16 radios elípticos (Campagnolo Shamal®), c-12 radios planos de 6.4 mm de anchura y 0.6 mm

de grosor (Mavic Cosmic®), d-4 pares de radios de 36 mm de anchura y 2.4 mm de grosor (Spinergy®), e-3 bastones elípticos de 73 mm de anchura y 19.4 mm de grosor (Specialized Trispoke®) y f-lenticular convencional. Se establecieron tres niveles de resistencia aerodinámica para los distintos tipos de ruedas en condiciones donde no existía viento lateral: 1-La menos aerodinámica (a), 2-Ruedas de aerodinámica media (b, c, d y e) y 3-La más aerodinámica (f).



Figura-42.-Valores de C_x para diferentes tipos de ruedas: a- 36 radios, b-16 radios, c-12 radios, d-4 pares de radios, e-3 bastones y f-lenticular (modificado de Tew y Sayers, 1999).

La existencia de viento lateral influyó de distinta forma en la resistencia aerodinámica de los diferentes tipos de ruedas presentados (Figura-43). Así, se destaca que las ruedas con mayor número de radios (36 y 16) y la rueda lenticular fueron las que más incrementaron su resistencia aerodinámica, sobre todo, cuando el ángulo de ataque del viento fue mayor de 8° . Además, en la rueda lenticular se observó un aumento desproporcionado de la resistencia aerodinámica cuando el ensayo se realizó superando este ángulo y a velocidades altas ($55 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$), llegando a obtenerse más del doble de resistencia ($C_x = 0.115$) que a velocidades bajas ($C_x = 0.050$). Cuando se midió la fuerza de sustentación generada por las ruedas, la cual tiene relación directa con la dificultad para mantener la trayectoria de la bicicleta en condiciones de viento lateral, también se obtuvo un valor desproporcionado para la rueda lenticular (133).

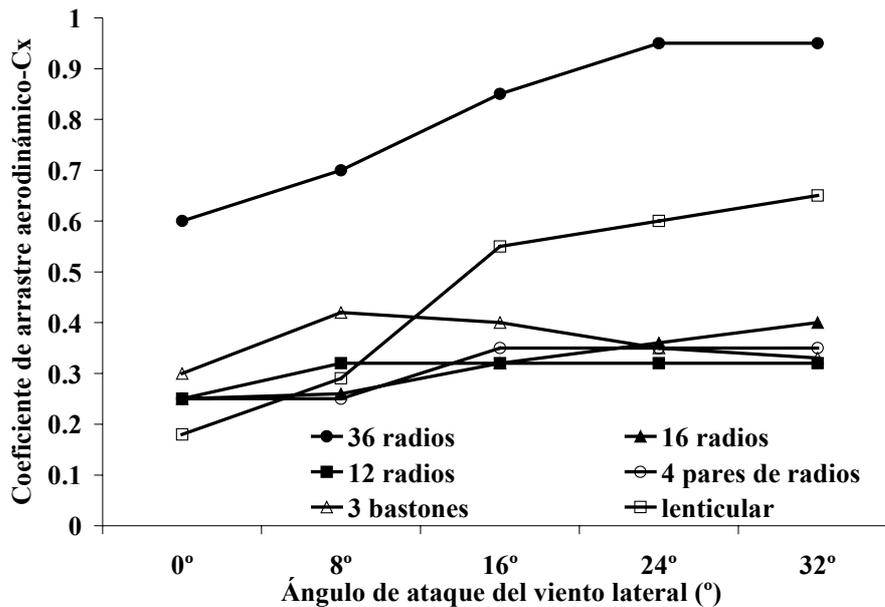


Figura-43.-Valores de C_x para diferentes tipos de ruedas en función del ángulo de ataque del viento lateral (modificado de Tew y Sayers, 1999).

Según este trabajo (133), si no existe viento lateral, utilizar dos ruedas lenticulares puede disminuir la FA en un 18% (25% en la rueda delantera y 12.5% en la rueda trasera) con respecto a otros tipos de ruedas aerodinámicas, lo que supondrá una mejora aerodinámica de la bicicleta entre un 2-3%. Sin embargo, cuando aparezca viento lateral, las ruedas lenticulares aumentarán drásticamente su resistencia aerodinámica y, por ende, la de la bicicleta, además de hacer más difícil la conducción. Tampoco se debe despreciar la opinión de aquellos que no encontraron diferencias en la FA de las ruedas lenticulares y de 3 o 4 bastones (94). Por estas razones, en una misma competición (contrarreloj o prueba de pista), los ciclistas eligen indistintamente, aún con ausencia de viento, ruedas lenticulares y de bastones. Otra consideración práctica acerca de la utilización de ruedas aerodinámicas es aportada por Jeukendrup y Martín (78), quienes, simulando una contrarreloj llana de 40 km, estiman una mejora del tiempo en más de 60 segundos por el hecho de utilizar ruedas aerodinámicas (de bastones o lenticulares) respecto a ruedas convencionales (de 36 radios). Sin embargo, y considerando que las ruedas aerodinámicas tienen mayor peso (unos 500 gr más entre las dos ruedas), estos mismos autores no aconsejan utilizarlas en contrarrelojes cuyas pendientes superen el 6% de inclinación, ya que los beneficios aerodinámicos serían contrarrestados por la mayor fuerza resistiva de la pendiente (será tratada en posteriores apartados) (78).

D) Indumentaria del ciclista (afecta al C_x). En Ciclismo y en otros deportes donde la resistencia aerodinámica es importante existe la idea generalizada de que la indumentaria utilizada para la competición puede aumentar el

rendimiento. Esta creencia necesita, no obstante, de algunas matizaciones, ya que, como puede observarse en el trabajo de Kyle y Caiozzo (84), sólo algunos tejidos muy específicos son capaces de disminuir la resistencia aerodinámica cuando son comparados con la piel bien afeitada. Estos autores demostraron que, en el caso de la cabeza, sólo un casco de goma sobre la cabeza bien afeitada reducía un 0.4% la resistencia aerodinámica. Cuando realizaron el ensayo vistiendo un muslo con diferentes tipos de prendas, sólo la lana muy lisa y ceñida disminuía la resistencia aerodinámica en un 0.6% con respecto al muslo bien afeitado (Figura-44). Dicho de otra forma, es más posible que la indumentaria utilizada por el ciclista aumente la resistencia aerodinámica que la disminuya. Por lo tanto, la talla de la ropa debe ser lo más ajustada posible, para evitar lo que se conoce como resistencia de flameo, mientras que el tejido de la ropa debe ser lo más liso posible, para disminuir la fuerza de arrastre viscoso entre el tejido y la capa límite (52).

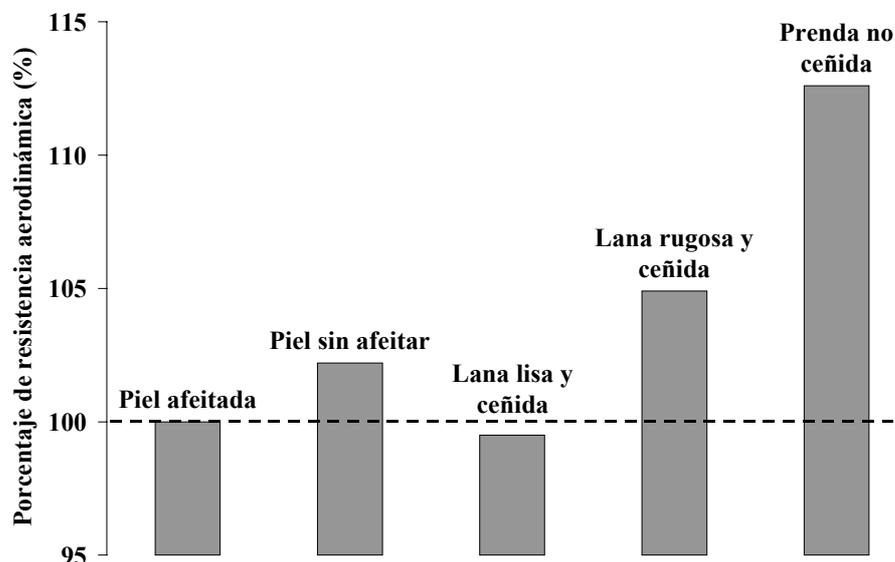


Figura-44.-Efectos de la indumentaria utilizada en la resistencia aerodinámica del muslo: se considera como 100% el muslo con la piel afeitada (modificado de Kyle y Caiozzo, 1986).

E) Tipo de bicicleta (afecta al $S \cdot C_x$). La bicicleta puede representar entre una tercera parte y la mitad de la FA total del sistema ciclista-bicicleta, por lo que las mejoras en su aerodinámica van a afectar positivamente al rendimiento en la competición. A finales de la década de los 80' empezaron a introducirse cuadros y ruedas especialmente diseñados para disminuir la resistencia aerodinámica, motivo por el cual, algunos autores han cuantificado que el beneficio de un cuadro aerodinámico frente a otro convencional es de un 15% (22). No obstante, suele ser poco habitual presentar los valores aislados de la FA de la bicicleta, ni siquiera en estudios orientados al diseño de nuevas bicicletas (36). Es posible que en la actualidad se considere que este elemento resulta más importante de cara a la postura que puede adoptar el ciclista, sin tener en cuenta su propia resistencia aerodinámica. Esto contrasta con el

interés creciente que despertó el diseño de nuevos modelos de bicicletas, con los tubos y el cuadro fuselado, tal fue el caso de la conocidísima “Espada” utilizada por Miguel Indurain para batir el récord de la hora (107). Este interés se vio frenado cuando la Unión Ciclista Internacional reguló la anchura y grosor del cuadro de la bicicleta, entre otras cuestiones (137). Algunos estudios sobre la individualización de bicicletas de grandes ciclistas como Lance Armstrong son recogidos en la literatura (142), y aunque se hace referencia a la tecnología utilizada para el diseño de la bicicleta de contrarreloj “Trek”, ningún valor sobre su resistencia aerodinámica se refleja en los mismos (Figura-45).



Figura-45.-Bicicletas de contrarreloj: “Espada” de Miguel Indurain y “Trek” de Lance Armstrong.

Recurriendo al excelente trabajo de Menard (97), se observa que el $S \cdot C_x$ de una bicicleta completamente equipada fue de 0.123 m^2 . Los datos no publicados que se obtuvieron en el túnel de viento del Instituto Tecnológico de Energías Renovables (ITER, Tenerife, España) pueden ser una referencia para las bicicletas con cuadro y manillar aerodinámico (utilizado en pruebas de contrarreloj), con cuadro “híbrido” (forma triangular) y manillar aerodinámico (utilizado para varias pruebas: montaña, contrarreloj y en ruta) y con cuadro formado por tubos redondos y manillar convencional (utilizado en ruta). Sólo es necesario tener en cuenta que las mediciones se llevaron a cabo con ruedas de 36 radios, por lo que a los valores de $S \cdot C_x$ presentados (Figura-46) se les deben restar 0.012 m^2 (0.008 m^2 de la rueda delantera y 0.004 m^2 de la rueda trasera) (García *et al*, datos sin publicar).



Figura-46.-Aerodinámica ($S \cdot C_x$) de diferentes bicicletas: cuadro y manillar aerodinámico (0.122 m^2), cuadro triangular y manillar aerodinámico (0.152 m^2), cuadro y manillar convencionales (0.159 m^2).

Puede observarse que el cuadro aerodinámico reduce el valor de $S \cdot C_x$ en un 23% y 25%, cuando es comparado con el cuadro “híbrido” y convencional, respectivamente, lo cual, supone ganancias superiores a las descritas por otros autores (15%, ref. 22). Expresando estos valores en términos de potencia, y considerando únicamente el efecto del cuadro de la bicicleta, para una contrarreloj llana de 40 km que se realiza a una velocidad media de $50 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, el ciclista ahorraría unos 50 W al utilizar el cuadro aerodinámico en vez del “híbrido”. En el hipotético caso de que el cuadro aerodinámico pese más que otro tipo de cuadro, las mismas consideraciones que para el peso de las ruedas aerodinámicas deben ser tenidas en cuenta cuando las pruebas ciclistas tienen pendientes mayores del 6% (78). Véase el peso de los cuadros “híbrido” (Look KG 386i®, 1.43 kg sin horquilla y 1.81 kg con horquilla) y aerodinámico (Look KG 396®, 2.80 kg con horquilla) utilizados en este ejemplo, pesando el cuadro “híbrido” 1 kg menos que el aerodinámico (Figura-47).



Figura-47.-Cuadro “híbrido” o triangular (Look KG 386i®) y aerodinámico (Look KG 396®).

- F) Tipo de casco (afecta al $S \cdot C_x$). Algunos estudios han indicado que el uso de un casco de goma cubriendo la cabeza disminuye la resistencia aerodinámica (un 0.4%) respecto a las situaciones donde la cabeza está totalmente desnuda. Además, si la cabeza está cubierta de pelo, la FA puede aumentar hasta un 100% respecto a cuando la cabeza está desnuda (84, 85). Sin embargo, estos estudios han sido llevados a cabo en un túnel de viento de pequeñas dimensiones ($0.61 \cdot 0.81 \text{ m}$ de sección en la cámara de ensayos, en el túnel de la Universidad del Estado de California, EEUU), vistiendo a un maniquí que era introducido con diferentes pelucas y cascos (84). Contrariamente a esta opinión, Dal Monte *et al* (36) demostraron que, de cuatro modelos de casco aerodinámico utilizados por los ciclistas, sólo uno de ellos disminuía la FA (diseño parecido al que se utiliza en esquí de velocidad), pero que fue tan poco confortable, que su uso resultó desaconsejado. Estos autores indicaron que la geometría y ajuste del casco debe ser personal, y que además debe valorarse la capacidad de los ciclistas para mantener una posición fija del casco (pegado a la espalda), siendo esto último muy difícil en condiciones de esfuerzo.

Los estudios llevados a cabo con cinco ciclistas profesionales del equipo Kelme-Costa Blanca en túnel de viento (43, 44), simulando el esfuerzo que

realizaban durante la competición (potencia de pedaleo similar a la del umbral anaeróbico), indicaron que cada ciclista respondía de una manera diferente al uso del casco, perjudicando claramente a uno de los ciclistas, beneficiando a tres, y mostrándose intrascendente en el otro ciclista, con lo que no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas que apoyaran los beneficios de los cascos aerodinámicos (Figura-48). Estos resultados pudieron deberse a que los ciclistas no utilizaron cascos individualizados, sino cascos estándar de diferentes tallas, tal y como eran distribuidos por la empresa comercial (Catlike crono®, Catlike SA, España).

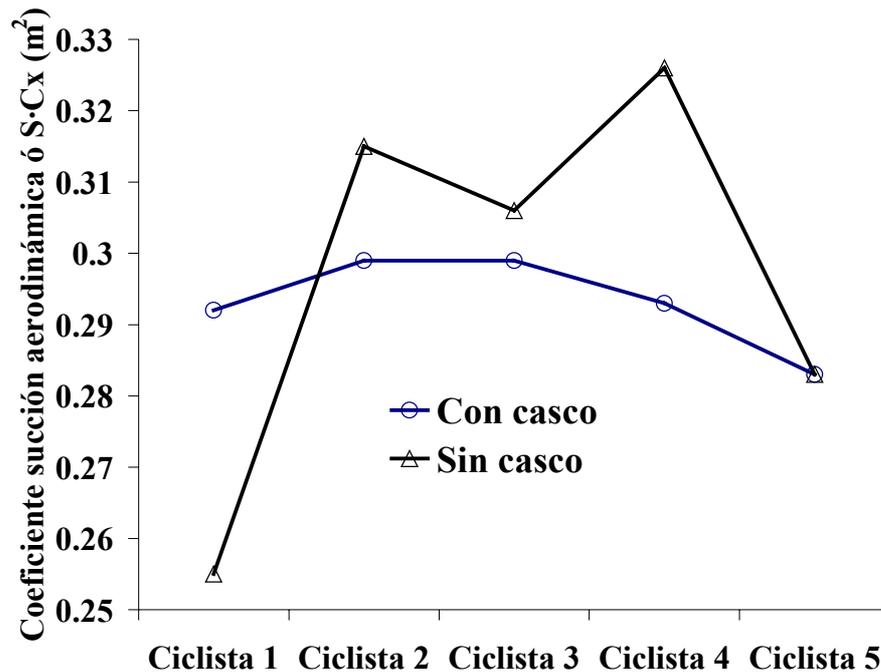


Figura-48.-Coeficiente de succión aerodinámica (S·Cx) de cinco ciclistas evaluados en túnel de viento (ITER, Tenerife, España) pedaleando a una intensidad de competición (umbral anaeróbico): utilizando casco aerodinámico (Catlike crono®, Catlike SA, España) y sin casco.

Después de esta valoración llevada a cabo en los cinco ciclistas, se realizó un informe para cada uno de ellos, orientado sobre la conveniencia o no del uso de casco (45). Sirva como ejemplo que en la Vuelta a España 2001 y el Tour de Francia 2002 el Ciclista 1 compitió sin casco, ganando dos y una contrarrelojes, respectivamente. De hecho, fue el único ciclista capaz de batir a Lance Armstrong en una de las etapas contrarreloj del Tour de Francia. Sin embargo, hoy día no está permitido competir sin casco, porque el reglamento de la UCI así lo especifica en su artículo 1.3.031 (137), donde hace referencia a que un casco de seguridad homologado es el único permitido durante la competición. Esta nueva gama de cascos de seguridad no han sido probados aerodinámicamente, por lo que futuros trabajos deberían profundizar en la optimización del rendimiento en Ciclismo a través de su mejora aerodinámica. De hecho, sólo en lo que respecta a la geometría, pueden

encontrarse en una misma competición (por ejemplo, en Ciclismo de Pista), cascos más o menos alargados, con distintas proporciones entre su anchura y longitud (Figura-49). Desde un punto de vista aerodinámico, el mejor perfil de un casco es aquél que más se asemeja al de una “gota de agua”, debiendo ser entre 2.5-4 veces más largo que ancho (69), una condición que raramente se está cumpliendo en la actualidad.



Figura-49.-Modelos de cascos aerodinámicos utilizados por la Selección Española (izquierda) y la Selección Australiana (derecha) durante las pruebas de pista de persecución individual y por equipos en Atenas-2004.

G) Tipo de manillar y posición de los brazos (afecta al $S \cdot C_x$). El duelo entre Greg Lemond y Laurent Fignon en el Tour de Francia de 1989 es un buen ejemplo de la importancia de la aerodinámica en Ciclismo, así como de la influencia del manillar y la posición de los brazos en el rendimiento de este deporte (52). Antes de la última etapa, que consistía en 25 km de contrarreloj individual, Fignon aventajaba a Lemond en 50 s. En la última contrarreloj, además de utilizar casco y ruedas aerodinámicas, Lemond partió con un manillar de triatlón, mientras que Fignon lo hizo con uno convencional, perdiendo 58 s y el Tour (133). Tal y como describen Jeukendrup y Martín (78), en una contrarreloj simulada de 40 km, la posición de los brazos en el manillar puede mejorar el rendimiento en la prueba (expresado como tiempo en completar el recorrido) en más de un 10%. Esto es debido a que el $S \cdot C_x$ del sistema ciclista-bicicleta puede disminuir más de un 30% cuando se compara la posición sobre una bicicleta estándar, agarrado de las manetas del freno, y una bicicleta con manillar de triatlón. Además, incluso utilizando el manillar de triatlón, pequeñas modificaciones en el mismo pueden conllevar mejoras en la aerodinámica del sistema (78). La posición de los brazos no sólo afecta al área frontal del ciclista (S), sino que también afecta al coeficiente de arrastre aerodinámico (C_x), que expresa la capacidad del viento para atravesar el perfil del ciclista; de hecho, las modificaciones en el coeficiente de succión aerodinámica ($S \cdot C_x$) son una combinación de ambos factores (Figura-50). Esto es debido a que con los brazos separados se produce un régimen distinto en la circulación de la capa límite alrededor del ciclista.

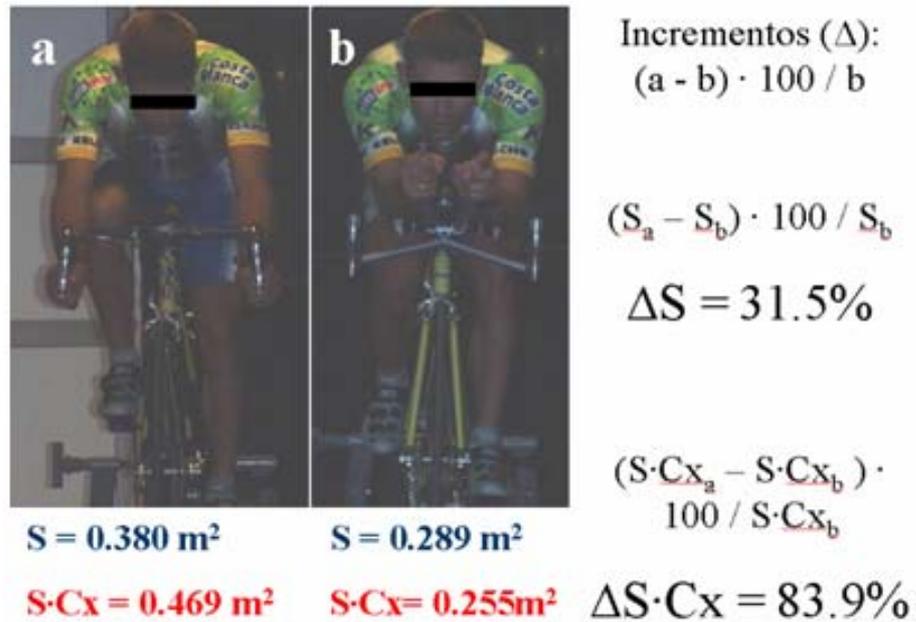


Figura-50.-Efectos de la posición de los brazos en las modificaciones del área frontal (ΔS) y del coeficiente de succión aerodinámica ($\Delta S \cdot Cx$): a= manillar convencional y b= manillar de triatlón.

Habitualmente se identifican 4 posiciones básicas sobre la bicicleta, en función del manillar utilizado y del agarre del mismo (53, 78): 1-Posición erguida con agarre en las manetas del freno de una bicicleta con manillar convencional, “upright position” o UP; 2-Posición de agarre en la parte baja del manillar de una bicicleta con manillar convencional, “dropped position” o DP; 3-Posición aerodinámica con manillar de triatlón, “aero-position” o AP; 4-Posiciones especiales, optimizando el manillar de triatlón o con otro tipo de manillares, “optimized position” o OP. A partir de los valores ofrecidos por Grappe *et al* (53), se han recogido más estudios aerodinámicos, llevados a cabo con diferentes técnicas, y que pueden servir de referencia para los $S \cdot Cx$ en las posiciones mencionadas (Tabla-7). Se destaca la heterogeneidad en dichos valores para una misma posición, que puede deberse, además de a las distintas técnicas de estudio utilizadas, a las diferentes características antropométricas de los ciclistas evaluados y su influencia en la resistencia aerodinámica relativa al peso corporal (será abordada en posteriores apartados).

Referencia / Técnica	POSICIÓN SOBRE LA BICICLETA			
	UP	DP	AP	OP
Kyle <i>et al</i> (1973) (deceleración simplificada)	ref	-13%		
Pugh (1974) (modelo matemático)		0.331		
Kyle y Edelman (1975) (deceleración simplificada)	0.387 (ref)	0.272 (-30%)		
Di Prampero <i>et al</i> (1979)		0.308		

<hr/> (arrastre tradicional) <hr/>				
Davies (1980)		0.280		
<hr/> (modelo matemático) <hr/>				
Gross <i>et al</i> (1983)	0.390	0.272-0.316		
(deceleración simplificada)	(ref)	(-30%-19%)		
Kyle y Burke (1984)	ref	-20%		-28%
(túnel de viento)				(p. descenso)
Kyle (1989)		ref	-15%	
(túnel de viento)				
Menard (1992)		0.370	0.191-0.260	
(túnel de viento)		(ref)	(-48%-30%)	
Capelli <i>et al</i> (1993)		0.251		
<hr/> (arrastre tradicional) <hr/>				
Broker y Kyle (1995)			0.214-0.260	
(túnel de viento)				
Grappe <i>et al</i> (1997)	0.299	0.276	0.262	0.216
(dinamómetro Look)	(ref)	(-8%)	(-12%)	
Martin <i>et al</i> (1998)			0.255-0.269	
(túnel del viento)				
Candau <i>et al</i> (1999)			0.304	0.262
(deceleración simplificada)			(ref)	(-14%)
Bassett <i>et al</i> (1999)				0.189-0.275
(modelo matemático)				(1h. récord)
Bassett <i>et al</i> (1999)			0.222-0.232	
(dinamómetro SRM)				
Padilla <i>et al</i> (2000)				0.172-0.262
(modelo matemático)				(1h. récord)
Padilla <i>et al</i> (2000)				0.244
(túnel de viento)				(1h. récord)
Jeukendrup y Martin (2001)	0.358	0.307	0.269	0.240
(túnel del viento)	(ref)	(-14%)	(-12%)	(-11%)
García <i>et al</i> (2001)	0.428-0.521*		0.237-0.291	0.255-0.326*
(túnel del viento)			0.307-0.377*	(-13%-14%)

*Tabla-7.-Valores de S·Cx registrados con diferentes técnicas en las posiciones: UP- Posición erguida con agarre en las manetas del freno de una bicicleta con manillar convencional. DP- Posición de agarre en la parte baja del manillar de una bicicleta con manillar convenciona. AP- Posición aerodinámica con manillar de triatlón. OP- Posiciones especiales, optimizando el manillar de triatlón o con otro tipo de manillares. Los valores en % significan la disminución del S·Cx respecto a la posición de referencia (ref). * Mediciones realizadas con el ciclista pedaleando. (A partir de Grappe et al, 1997).*

Dentro de las posiciones optimizadas (OP) se incluyen tres posiciones especiales que fueron utilizadas para batir el “récord de la hora”, y que actualmente son reconocidas por la UCI dentro del capítulo de “mejores registros de la hora”, en tanto que los récords realizados con bicicletas y posiciones especiales han sido anulados: Posición de Graeme Obree ($S \cdot C_x = 0.172 \text{ m}^2$), posición de “Superman” de Chris Boardman ($S \cdot C_x = 0.234 \text{ m}^2$) y posición en la “Espada” de Miguel Indurain ($S \cdot C_x = 0.275 \text{ m}^2$) (Figura-51).

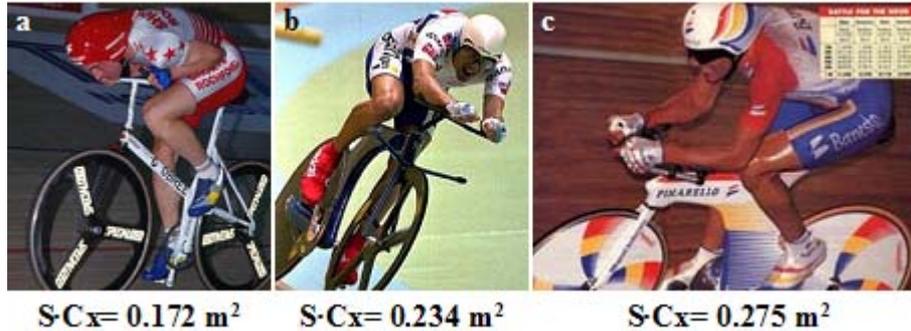


Figura-51.-Posiciones especiales utilizadas para batir el “Récord de la hora”: Graeme Obree (a), Chris Boardman (b) y Miguel Indurain (c).

En la misma tabla puede observarse que, en el trabajo llevado a cabo en túnel de viento con los cinco ciclistas profesionales del equipo Kelme-Costa Blanca (43), la posición aerodinámica con manillar de triatlón (AP) fue optimizada entre un 13-14% (OP) al bajar y adelantar el apoyo de los antebrazos entre 2-3 cm, dependiendo del ciclista y una vez consultados el mecánico y el director del equipo. Otro trabajo que se realizó sobre un solo ciclista del equipo profesional Rabobank también introdujo modificaciones en el manillar de triatlón, bajando 1.8 cm el apoyo de los antebrazos, retrasando 19 cm el apoyo de las almohadillas y elevando 6 cm el agarre de las manos en las manetas; con estas modificaciones se obtuvo una disminución del 11% en la resistencia aerodinámica del ciclista (78). Sin embargo, estas modificaciones no pueden estandarizarse para todos los ciclistas, ya que dependen de su confort y gasto energético encima de la bicicleta de contrarreloj, tal y como se aborda en el siguiente factor.

H) Ángulo del tronco con la horizontal (afecta al $S \cdot C_x$). Es posible optimizar la postura del ciclista encima de la bicicleta de contrarreloj disminuyendo el ángulo del tronco con la horizontal. Esta ha sido una variable que se ha relacionado con la resistencia aerodinámica (Figura-52), debido a su influencia en el $S \cdot C_x$ (43). En ciclistas profesionales, este ángulo puede oscilar entre los 10-25°, y es importante optimizarlo, teniendo en cuenta la disminución de la resistencia aerodinámica, pero también el aumento del coste metabólico del pedaleo. Cuando la Unión Ciclista Internacional permitía utilizar la rueda delantera y trasera de la bicicleta de distinto tamaño, una estrategia para disminuir el ángulo del tronco con la horizontal era utilizar una rueda delantera más pequeña, pero hoy día esto no es posible, ya que las dos ruedas deben ser del mismo tamaño (137). Por lo tanto, la única estrategia posible para disminuir esta variable (y la resistencia aerodinámica) es adelantar y bajar el apoyo de los antebrazos en el manillar de triatlón (43, 78). Sin embargo, existen dudas sobre los efectos de estas modificaciones en el gasto metabólico del pedaleo.

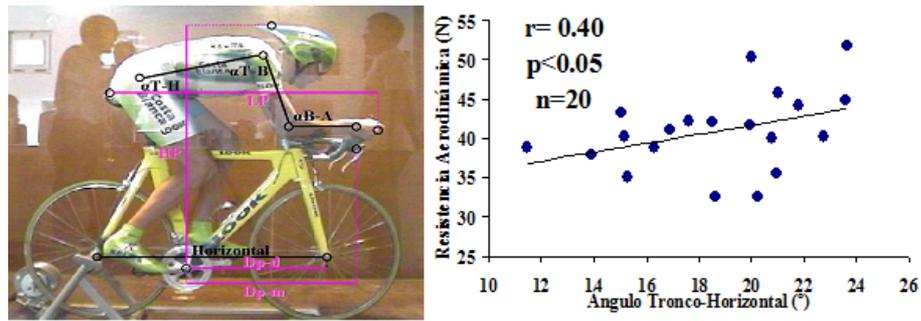


Figura-52.-Izquierda: Ángulo del tronco con la horizontal en la posición de contrarreloj con manillar de triatlón ($\alpha T-H$). Derecha: Relación entre la resistencia aerodinámica y el ángulo del tronco con la horizontal.

En relación al aumento del gasto metabólico del pedaleo, Heil (65) demostró que cuando se disminuía el ángulo del tronco con la horizontal aumentaba la actividad del tríceps braquial y del deltoides anterior, describiendo un “efecto presor” o incremento del gasto metabólico por la contracción isométrica de los músculos de esta extremidad. Este mismo autor observó variaciones en la cinemática angular de la cadera, rodilla y tobillo cuando los ciclistas utilizaban ángulos entre 10-20° (similares a los de García *et al*, ref. 43), siendo la cadera la principal articulación afectada, con una mayor flexión en el ciclo de pedaleo (62). Ambos factores pueden ser los responsables de la disminución del rendimiento del pedaleo cuando los ciclistas adoptan una posición aerodinámica forzada (49). Por esta razón, la colaboración entre el biomecánico, mecánico, fisiólogo y entrenador es muy importante, porque deben planificar las posibles adaptaciones con el entrenamiento a estas posiciones optimizadas.

Los estudios de Heil (62, 65) sólo evaluaron las respuestas metabólicas cuando los ciclistas utilizaron manillares de triatlón y posiciones de contrarreloj, pero no evaluaron las adaptaciones a medio y largo plazo. Los otros trabajos que han demostrado disminuciones en la resistencia aerodinámica de los ciclistas (11-14%) cuando se reducía el ángulo del tronco con la horizontal (43, 78) no evaluaron las repercusiones en el gasto metabólico del pedaleo. Por lo tanto, futuros trabajos deben evaluar las adaptaciones de los ciclistas a estas posturas, encontrando el ángulo del tronco con la horizontal que es óptimo para mantener un equilibrio entre la disminución de la resistencia aerodinámica y el aumento del gasto metabólico del pedaleo.

- I) El efecto de “ir a rueda” o “drafting” (afecta al $S \cdot C_x$). En numerosas disciplinas (natación en aguas abiertas, triatlón, carreras de fondo y medio fondo, Ciclismo en Pista y Ruta...) los deportistas se colocan, durante la fase de nado, carrera a pie o carrera en bicicleta, detrás de uno o varios competidores; esto es conocido en el argot deportivo como “ir a rueda”, y técnicamente, como “drafting”. Los estudios de Pugh (111) demuestran que, en carreras de fondo y medio fondo, cuando los atletas corren separados entre sí por 1 m, la resistencia aerodinámica se reduce un 80%. Esto supone una

disminución del gasto energético de la carrera de un 6%. De otro lado, las estimaciones de Kyle (85) para cuando los atletas corren con una separación de 2 m son de un 40% y 3%, respectivamente. En el tramo de natación de una carrera de triatlón, realizada a velocidades máximas o submáximas, la resistencia hidrodinámica puede verse reducida entre un 10-26%, y otras variables de gasto metabólico (consumo de oxígeno) también disminuyen entre un 5-10%, aumentando el rendimiento entre un 3-6% (12). Como puede observarse, los beneficios del drafting son mayores que en las carreras de fondo y medio fondo, pero éstos son mucho menos apreciables a medida que disminuye la velocidad de la prueba, en tanto que, en natación, las velocidades de desplazamiento suelen ser inferiores a 2 m/s (82). Los efectos del drafting en Ciclismo son mucho más importantes que en la carrera y la natación, y las estimaciones de varios autores apuntan a que la resistencia aerodinámica se reduce aproximadamente un 30%, y el gasto energético un 18%, por el hecho de ir tras un solo ciclista, a una velocidad característica (más de 10 m/s) de las diferentes pruebas ciclistas (17, 59, 106). Estos descensos pueden verse incrementados al aumentar la velocidad de la prueba, disminuir la distancia entre las ruedas del primer ciclista y el ciclista perseguidor, o aumentar el número de ciclistas que lo preceden.

En relación a la distancia de separación entre las ruedas del primer ciclista y el ciclista perseguidor (Figura-53), Olds (106) ha estimado que los beneficios aerodinámicos cuando la distancia no supera los 0.5 m son prácticamente similares a cuando ésta es de 0 m. La aplicación práctica de estos hallazgos es que, en contra de lo que muchos ciclistas piensan, no es necesario aproximarse en exceso a la rueda trasera del primer ciclista, pudiendo así mejorar la maniobrabilidad ante cualquier situación imprevista, y reduciendo el riesgo de colisión entre ambos ciclistas. Sin embargo, y como se ilustra en la siguiente figura, los beneficios aerodinámicos disminuyen cuando la distancia es mayor de 0.5 m, y desaparecen cuando es mayor de 3 m.

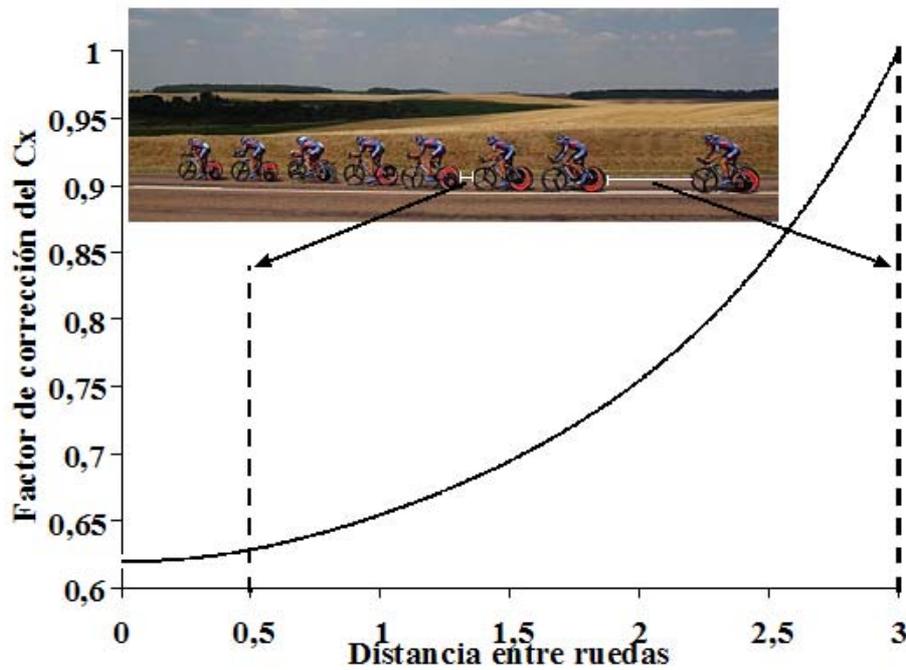


Figura-53.-Factor de corrección del Cx en función de la distancia de separación de las ruedas en situaciones de drafting (a partir de Olds, 1998).

En relación al número de ciclistas que preceden al perseguidor, Broker *et al* (17) han analizado los efectos del drafting cuando estos ciclistas circulan en una sola fila durante la prueba de pista de 4000 m de persecución por equipos (Figura-54). Estos autores describen una disminución en la resistencia aerodinámica del segundo (27%), tercer (34%) y cuarto ciclista (32%), siendo mayor en el tercero, posiblemente porque tras el cuarto se generan presiones de aire más bajas, que son fruto del paso de los tres ciclistas anteriores. El principal objetivo de este trabajo era encontrar la rotación ideal de los ciclistas durante la prueba de persecución, pero los resultados no fueron concluyentes en este sentido, posiblemente porque se utilizó el potenciómetro móvil SRM®, siendo poco sensible a pequeños cambios en la resistencia aerodinámica.

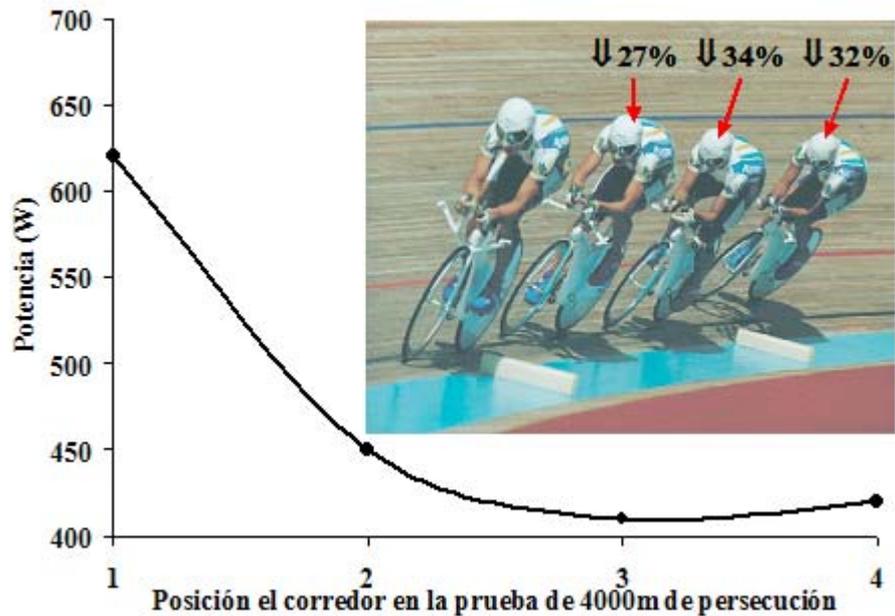


Figura-54.-Potencia desarrollada por los cuatro ciclistas durante una prueba de 4000 m de persecución por equipos (a partir de Broker et al, 1998).

Por otro lado, también se ha analizado el efecto del número de ciclistas que preceden al perseguidor, cuando estos no circulan en una sola fila, sino agrupados en un pelotón. Así, durante simulaciones llevadas a cabo sobre una etapa llana del Tour de Francia, algunos autores afirman que la potencia necesaria para completar la etapa por un solo ciclista (unos 275 W) es casi el triple (unos 98 W) de la que éste desarrollaría si estuviera en el centro del pelotón (78). Otros estudios han observado una disminución del 39% en el gasto energético cuando los ciclistas circulan en pelotones pequeños con formaciones de 2 y 3 filas (59). Posiblemente el trabajo que arroja unos valores más precisos es el de Olds (106), estimando la velocidad que podría alcanzar un ciclista para un mismo desarrollo de potencia, y obteniendo que, tras otro ciclista, su resistencia aerodinámica disminuiría un 30%, tras una formación de 6-8 ciclistas, esta disminuiría un 50%, tras una formación de 16-20 ciclistas, disminuiría un 60%, pudiendo obtenerse mayores beneficios en grandes pelotones con mayor número de corredores (Figura-55).

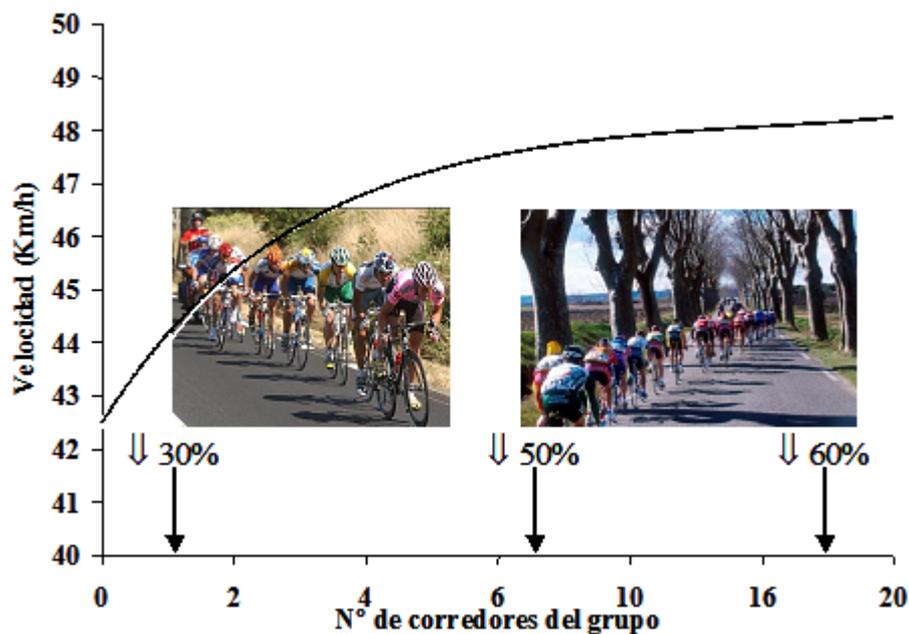


Figura-55.-Velocidad media alcanzada para una misma producción de potencia, en función del número de corredores del grupo (a partir de Olds, 1998).

3.3.2.4.-Fuerzas resistivas externas: fuerza de la pendiente.

En el apartado anterior se ha hecho hincapié en la importancia de la resistencia aerodinámica, por su alto peso específico en la fuerza resistiva total que se opone al avance del sistema ciclista-bicicleta. De esta forma, es bastante probable que, en las competiciones ciclistas que se desarrollan en llano, más del 90% de la potencia desarrollada sea empleada para vencer la resistencia aerodinámica. Sin embargo, esta situación es bien distinta cuando las competiciones se desarrollan en terrenos que no son llanos, tal es el caso de las pruebas de ruta con puertos de montaña. En estas situaciones aparece una fuerza resistiva, la de la pendiente, que fácilmente puede alcanzar más del 90% de la fuerza resistiva total. En un estudio llevado a cabo con ciclistas profesionales que compitieron en la Vuelta a España (115), tomando como referencia las velocidades reales y las pendientes de los puertos que debieron ascender, pudimos calcular el porcentaje de la potencia total que los ciclistas emplearon para vencer las resistencias por rodadura, aerodinámica y de la pendiente, durante la ascensión a puertos de categoría Especial, 1ª, 2ª y 3ª (Figura-56). En las tres primeras categorías, el porcentaje de potencia empleado para vencer la resistencia aerodinámica fue menor del 5%, y prácticamente inapreciable en los puertos de categoría Especial. Por su parte, el porcentaje de la potencia total que los ciclistas emplearon para vencer la resistencia de la pendiente fue mayor del 90%. Este fenómeno ha provocado que, en la práctica, los mejores ciclistas sean aquellos capaces de tener un buen rendimiento durante las etapas en llano y también en las etapas con puertos de montaña. En el ámbito científico, diferentes estudios fisiológicos

justifican el mayor rendimiento de unos grupos de ciclistas en las pruebas llanas o con puertos de montaña (7, 76, 107).

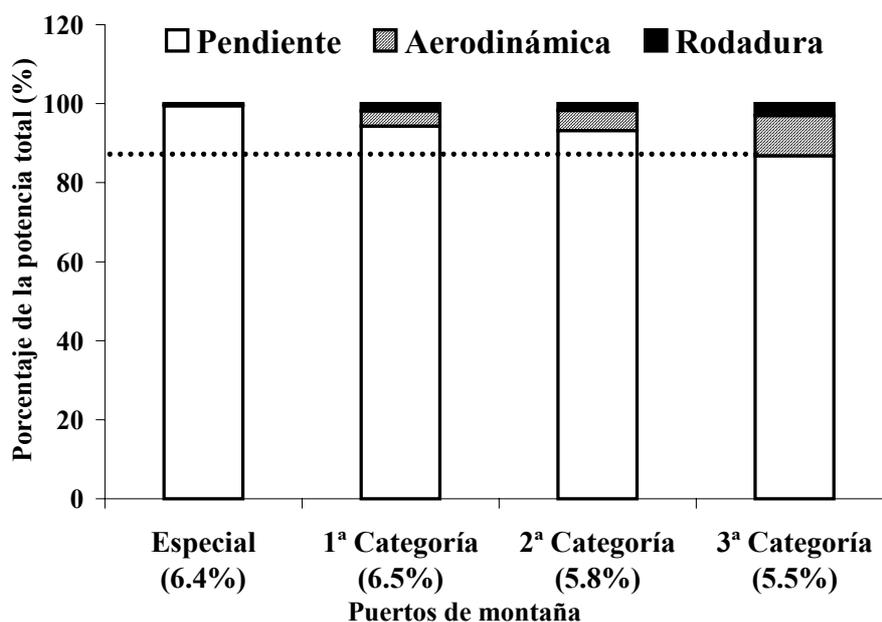


Figura-56.-Porcentaje de potencia total empleada en vencer la resistencia de la pendiente, aerodinámica y de rodadura durante la ascensión a puertos de categoría Especial, 1ª, 2ª y 3ª (a partir de Rodríguez-Marroyo et al, 2003).

La fuerza de la pendiente (FP) depende del peso del sistema ciclista-bicicleta y del desnivel o pendiente del puerto (94). Como normalmente las pendientes se expresan en %, para calcular FP es necesario aplicar la Ecuación 1 (Figura-57). Sin embargo, debido a que las pendientes de los puertos en Ciclismo no suelen ser muy pronunciadas (< 20%), este cálculo puede simplificarse utilizando la Ecuación 2 (78). Esta ecuación tiene en cuenta el peso del sistema ciclista-bicicleta y el porcentaje de la pendiente (%) expresado en tanto por uno. De esta forma, sobre el hipotético caso de un ciclista de 60 kg, que utiliza una bicicleta de 10 kg, y que quiere ascender por una pendiente del 10%, la $FP = (60+10) \cdot 9.81 \cdot 0.10 = 68.7 \text{ N}$. La potencia necesaria para ascender por la pendiente (PP) dependerá de la velocidad de ascensión, por lo que siendo de 18 km/h (5 m/s), la $PP = 68.7 \cdot 5 = 344 \text{ W}$.

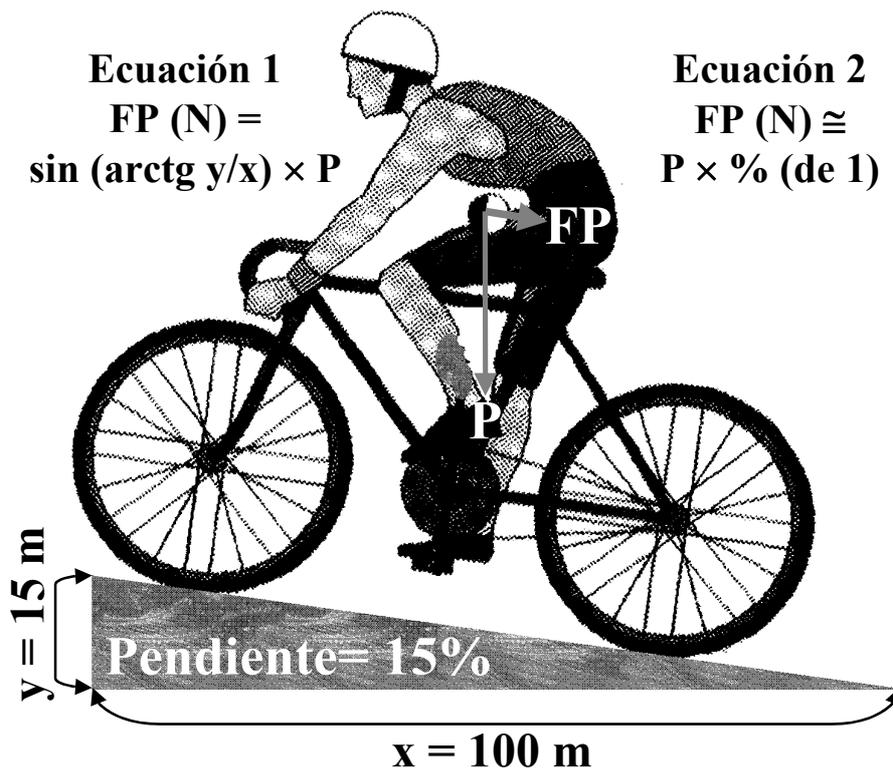


Figura-57.-Ecuaciones utilizadas para calcular la fuerza de la pendiente (FP) teniendo en cuenta su inclinación (%) y el peso del sistema ciclista-bicicleta (P) (a partir de Gutiérrez, 1999).

Existe pues una interacción entre la potencia necesaria para vencer la fuerza de arrastre aerodinámico y la potencia necesaria para vencer la fuerza de la pendiente, ya que la potencia total del ciclista es limitada, y estas dos potencias dependen de la velocidad a la que circula el sistema ciclista-bicicleta. Cada situación es específica, y depende de la aerodinámica del ciclista, la inclinación de la pendiente y la estrategia de ascensión a los puertos (disputando o no la etapa, en pelotón o en solitario...). Sin embargo, y como se ha comentado anteriormente, algunos estudios justifican, desde un punto de vista fisiológico, por qué unos ciclistas obtienen mayor rendimiento que otros en las pruebas de montaña (107), así como en las pruebas en llano (76).

Resulta bastante difícil explicar, sólo desde el punto de vista fisiológico, por qué los ciclistas de mayor tamaño corporal suelen tener mejores rendimientos en las pruebas llanas de contrarreloj, o por qué los ciclistas de menor tamaño corporal suelen tener mejores rendimientos en las etapas de montaña. El trabajo de Swain (132) intentó resolver sin éxito esta cuestión, lo cual pudo deberse a que su enfoque fue principalmente fisiológico; sin embargo, dentro del mismo hace referencia a la necesidad de evaluar a sujetos de varios tamaños en túneles de viento, y relacionar los valores de resistencia aerodinámica con su tamaño corporal. Por lo tanto, para explicar estos acontecimientos debe recurrirse, además de a la Fisiología, a los fundamentos biomecánicos de la resistencia aerodinámica y la resistencia de la pendiente.

A) ¿Por qué son mejores rodadores los ciclistas de mayor tamaño corporal? Tomando como argumento el texto clásico de Astrand y Rodhal (6), la potencia absoluta que son capaces de desarrollar los humanos está muy relacionada con la masa corporal, y ésta debe considerarse como una variable tridimensional (Figura-58). Sin embargo, la resistencia aerodinámica depende directamente del $S \cdot C_x$ del ciclista (y su bicicleta), y siendo el C_x una medida adimensional, podemos asumir que depende sólo del área frontal (S). La resistencia y potencia aerodinámica va a estar determinada, por lo tanto, por una variable bidimensional. Consideremos entonces, como se expresa en la siguiente figura, la potencia absoluta o fuerza propulsiva que puede desarrollar un ciclista de 60 kg de masa (expresado con 1) y otro de 90 kg (expresado con 1.5); además, consideremos la potencia aerodinámica o fuerza resistiva a la que se van a enfrentar ambos ciclistas. Haciendo un cociente entre fuerza propulsiva y resistiva observamos que es claramente favorable al ciclista de mayor masa corporal. Esta es solamente una posible explicación, ya que deberían tenerse en cuenta otros factores como la mayor capacidad de los sujetos de menor masa para obtener índices ergométricos y consumos de oxígeno relativos más altos (76). Sin embargo, es posible que estos factores afecten más al rendimiento durante la subida a los puertos de montaña que al rendimiento en pruebas llanas. La hipótesis que se acaba de comentar fue refrendada por Padilla *et al* (107), encontrando menores cocientes o ratios potencia absoluta:área frontal (S) de 9 ciclistas escaladores, frente a 5 ciclistas rodadores y 4 especialistas de contrarreloj del máximo nivel. De igual manera, Lucía *et al* (89) encontraron que, la única variable relacionada con el rendimiento en contrarreloj, al estudiar el rendimiento de 16 ciclistas participantes en el Tour de Francia, fue la potencia absoluta desarrollada en el umbral anaeróbico, variable que depende en gran medida de las dimensiones antropométricas. Además, recientemente un trabajo ha corregido los antiguos récord de la hora (en este momento, mejores registros de la hora) en función de la masa corporal de los ciclistas que los establecieron, reconociendo que ésta era una variable importante para el rendimiento (64).

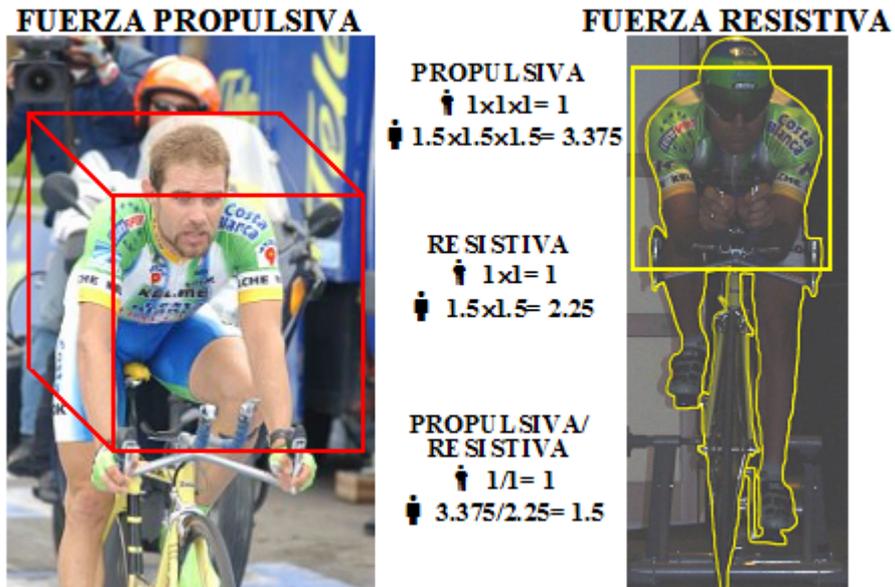


Figura-58.-Representación de la fuerza propulsiva (tridimensional, relacionada con la masa), la fuerza resistiva (bidimensional, relacionada con la superficie frontal) y el cociente entre ambas, en dos ciclistas de 60 kg (1) y 90 kg (1.5), durante el pedaleo en llano (a partir de Astrand y Rodahl, 1985).

Siguiendo con el argumento anterior, en un trabajo llevado a cabo con 5 ciclistas profesionales del equipo Kelme-Costa Blanca (43, 44, 45), se obtuvieron relaciones inversas entre las medidas antropométricas de los ciclistas (masa, talla y superficie corporal) y la resistencia aerodinámica expresada en términos relativos o $S \cdot C_x \cdot K_g^{-1}$ ($r = -0.54$ y $p < 0.01$; $r = -0.42$ y $p < 0.05$; $r = -0.54$ y $p < 0.01$; respectivamente), y no en términos absolutos o $S \cdot C_x$. Además, durante la participación de estos ciclistas en el Tour de Francia 2001, los resultados que obtuvieron en pruebas de contrarreloj individual, coincidieron con los valores de $S \cdot C_x \cdot K_g^{-1}$, y no con los de $S \cdot C_x$ (Figura-59). Posteriormente, el Ciclista 1 (tenía el menor valor de $S \cdot C_x \cdot K_g^{-1}$) fue el que ganó dos contrarreloj individuales durante la Vuelta a España 2001 y una contrarreloj en el Tour de Francia 2002.

Otro hecho remarcable fue que, durante la Vuelta a España 2001, el Ciclista 5 (61 kg y 1.73 m) era líder de la clasificación general, y ganaba 25 s antes de la última etapa (contrarreloj individual de 38 km en llano) al segundo clasificado (74 kg y 1.83 m); perdiendo en esta última etapa un total de 76 s respecto al ciclista de mayor tamaño. En la siguiente edición de esta competición (Vuelta a España 2002), el Ciclista 4 (69 kg y 1.77 m) fue capaz de derrotar a un ciclista más pequeño que él (59 kg y 1.72 m), también en la última etapa (contrarreloj individual de 41.2 km en llano). Antes de esta etapa, el ciclista de mayor masa perdía 68 s, y acabó ganando con una ventaja de 132 s. La historia se repitió una vez más. Por lo tanto, aunque existen otros factores que determinan el rendimiento en Ciclismo (táctica de carrera, capacidad para escalar, etc.), Swain (132) demostró que los ciclistas más pequeños tenían una gran desventaja aerodinámica para rendir en pruebas llanas, donde esta

resistencia representa el 90% de las fuerzas resistivas totales, y que esta desventaja no era compensada por los mayores índices ergométricos o capacidad de consumir oxígeno en relación a su peso corporal. En concordancia con lo que se ha comentado, el $S \cdot Cx \cdot Kg^{-1}$ parece ser el mejor predictor del rendimiento en las pruebas de contrarreloj llanas, obteniéndose menores valores (y mejores rendimientos) en los ciclistas más grandes.

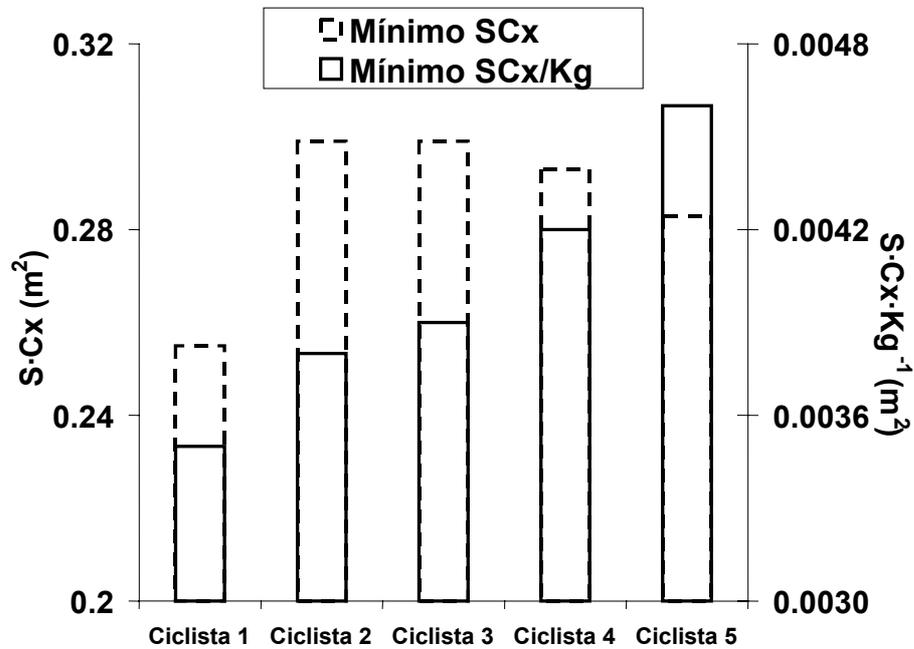


Figura-59.-Valores de $S \cdot Cx$ y $S \cdot Cx \cdot Kg^{-1}$ obtenidos en cinco ciclistas que fueron evaluados en el túnel de viento (a partir de García et al, 2002).

B) ¿Por qué son mejores escaladores los ciclistas de menor tamaño corporal? Mientras que la mayoría de las opiniones apuntan a que los ciclistas de mayor tamaño corporal son mejores rodadores, no existe una idea común sobre la relación entre el rendimiento en pruebas de escalada y la masa corporal. Swain (132) llegó a la conclusión de que los ciclistas de menor tamaño obtenían una ventaja en la escalada porque tenían un mayor consumo de oxígeno en relación a su tamaño corporal. De otra parte, Stovall *et al* (128) encontraron una relación inversa entre la masa corporal y el tiempo final en tres pruebas de montaña del Tour de Pont. Sin embargo, Padilla *et al* (107) presentan otro punto de vista, afirmando que si se corrigen los valores fisiológicos máximos y submáximos de los ciclistas, los de mayor tamaño tienen ventaja en cualquier tipo de terreno. Para Mognoni y di Prampero (99) los ciclistas de menor tamaño tienen ventaja, tomando como referencia el mismo argumento que Astrand y Rodhal (6): considerando que la fuerza propulsiva es proporcional al área de sección transversal de los músculos de la extremidad inferior del ciclista (variable bidimensional), mientras que la fuerza resistiva de la pendiente es proporcional a la masa del ciclista (variable tridimensional); en este caso, el cociente entre la fuerza propulsiva y resistiva sería favorable a los ciclistas de menor tamaño (Figura-60).

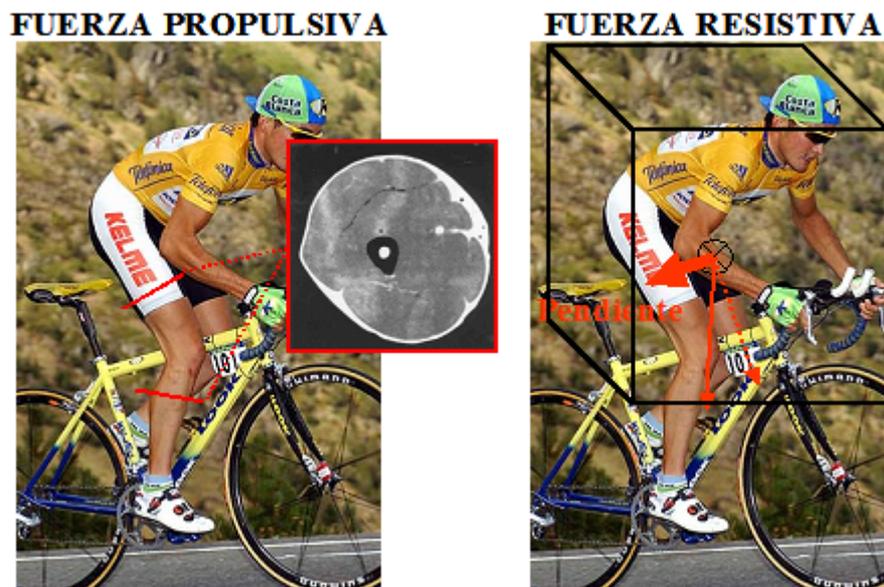


Figura-60.-Representación de la fuerza propulsiva (tridimensional, relacionada con la masa) y la fuerza resistiva (bidimensional, relacionada con la superficie frontal), durante el pedaleo en escalada (a partir de Astrand y Rodahl, 1985).

Esta opinión se ha visto refrendada desde un punto de vista más fisiológico: Padilla *et al* (107) observaron que los ciclistas escaladores tenían un mayor índice ergométrico, o capacidad de producir potencia en relación a su masa corporal, que el resto de ciclistas analizados (rodadores y contrarrelojistas). Lucía *et al* (90) encontraron mayores consumos de oxígeno máximos en ciclistas escaladores que en ciclistas de contrarreloj, cuando éstos eran expresados en relación a la masa corporal. Entonces, siendo ésto así, ¿por qué

no son los ciclistas más pequeños mejores rodadores?. Posiblemente porque su mayor potencial fisiológico por unidad de masa corporal se ve contrarrestado por una desventaja biomecánica desde el punto de vista de la aerodinámica (mayor resistencia aerodinámica por unidad de masa corporal). Sin embargo, su rendimiento es mayor en pruebas de montaña porque, como se ha comentado, la resistencia aerodinámica representa menos del 10% de la fuerza resistiva total, estando relacionada más del 90% de la resistencia (de la pendiente), con el peso del sistema ciclista-bicicleta. Es como si los ciclistas pequeños, por su mayor potencial fisiológico en relación a la masa corporal, tuvieran una ventaja para arrastrarla durante las subidas a los puertos de montaña.

Un acontecimiento deportivo que puede servir de ejemplo para ilustrar lo que se acaba de comentar fue el desenlace de la Vuelta Ciclista a España 2003, durante la penúltima etapa, que consistía en una cronoescalada de 11.2 km de longitud. Antes del comienzo de esta etapa, un ciclista de gran tamaño (70 kg y 1.81 m) aventajaba en 115 s al segundo clasificado, de menor tamaño que él (59 kg y 1.72 m), y que curiosamente había perdido la Vuelta Ciclista a España 2002 en la última contrarreloj realizada en llano. Sin embargo, en condiciones de subida, este último fue capaz de sacar una ventaja de 143 s, con lo que se proclamó vencedor de la Vuelta Ciclista a España 2003, a pesar de la corta distancia sobre la que se disputaba la prueba, y de que ambos corredores se esforzaron al máximo.

- C) ¿Por qué descienden más rápido por una pendiente los ciclistas de mayor tamaño corporal?. En este caso, la explicación es que la fuerza propulsiva está relacionada con la masa corporal (variable tridimensional), mientras que la fuerza resistiva está relacionada con el área frontal (variable bidimensional). Así, los ciclistas de mayor tamaño tienen un mejor cociente fuerza propulsiva:fuerza resistiva (6).

3.3.3.-Bibliografía.

1. Adrian MJ, Cooper JM. Biomechanics of human movement (second edition). Wisconsin. Ed. Brown & Benchmark. 1995.
2. Aguado X. Eficacia y técnica deportiva. Barcelona. Ed. INDE. 1993.
3. Algarra JL, Gorrotxategui A. Ciclismo total: 2-El rendimiento en el ciclismo. Madrid. Ed. Gymnos. 1996.
4. Alvarez G. Análisis y optimización biomecánica de la técnica de pedaleo ciclista. San Sebastián. Tesis Doctoral. Universidad de Navarra. 1995.
5. Alvarez G., Vinyolas J. A new bicycle pedal design for on-road measurements of cycling forces. *J Appl Biomech* 1996; 12: 130-142.
6. Astrand PO, Rodahl K. Fisiología del trabajo físico (Segunda Edición). Madrid. Ed. Panamericana McGraw-Hill. 1985.
7. Atkinson G, Davison R, Jeukendrup A, Passfield L. Science and cycling: current knowledge and future directions for research. *J Sports Sci* 2003; 21: 767-787.
8. Balmer J, Davison RCR, Coleman DA, Bird SR. The validity of power output recorded during exercise performance tests using a Kingcycle air-braked cycle ergometer when compared with an SRM powermeter. *Int J Sports Med* 2000; 21: 195-199.
9. Bar-Or DO. The Wingate anaerobic test. An update on methodology, reliability, and validity. *Sports Med* 1987; 4: 381-394.
10. Bassett DR, Kyle CR, Passfield L, Broker LP, Burke ER. Comparing cycling world hour records, 1967-1996: modeling with empirical data. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1665-1676.
11. Belluye N, Cid M. Approche biomécanique du cyclisme moderne, données de la littérature. *Science & Sports* 2001; 16: 71-87.
12. Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, McNaughton LR. Specific aspects of contemporary triathlon. *Sports Med* 2002; 32: 349-359.
13. Bolourchi F, Hull ML. Measurement of rider induced loads during simulated bicycling. *Int J Sports Biomech* 1985, 20: 565-575.
14. Boyd TF, Neptune RR, Hull ML. Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *J Biomech* 1997; 20: 505-511.
15. Braun M. Picturing Time: The work of Étienne-Jules Marey. Chicago and London. University of Chicago Press. 1994.
16. Broker JP, Gregor RJ. A dual piezoelectric element force pedal for kinetic analysis of cycling. *Int J Sport Biomech* 1990; 6: 394-403.
17. Broker JP, Kyle CR, Burke ER. Racing cyclist power requirements in 4000-m individual and team pursuits. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1677-1685.
18. Broker JP, Kyle CR. Pursuit aerodynamics. Project 96. Wind tunnel test results. Colorado Springs, EEUU. USOC Sport Science and Technology Report. 1996 : 1-51.
19. Burke ER. Science of Cycling. Champaign, Illinois. Ed. Human Kinetics. 1986.
20. Caldwell GE, Li L, McCole SD, Hagberg JM. Pedal and crank kinetics in uphill cycling. *J Appl Biomech* 1998; 14: 254-259.
21. Candau RB, Grappe F, Menard M, Barbier B, Mollet GY, Hoffman MD, Belli A, Rouillon J. Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1441-1444.
22. Capelli C, Rosa G, Butti F, Ferreti G, Viesteinas A, Di Prampero PE. Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. *Eur J Appl Physiol* 1993; 67: 144-149.

23. Capelli C, Schena F, Zamparo P, Dal Monte A, Faina M, Di Prampero PE. Energetics of best performances in track cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30: 614-624.
24. Carpes F, Bini RR, Nabinger E, Diefenthaler F, Guimaraes ACS, Mota CB. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra-relógio simulada: estudo preliminar. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. 2005b. (En prensa).
25. Carpes F, Dagnese F, Rossato M, Niederauer V, Cruz LO, Bolli C. Análise da simetria na produção de torque em 40 km de ciclismo simulado. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. 2005a. (En prensa).
26. Carpes FP, Rossato M, dos Santos JO, Portela LO, Mota CB. Abordagem biomecânica das relações entre a cinemática, intensidade do exercício e dominância de membros em ciclistas. *Brazilian Journal of Biomechanics*. In press.
27. Carpes FP, Rossato M, Mota CB, da Silva AD. Development of a computer application for the calculate of cyclists front area in studies about aerodynamics. *Proceedings of XXth Congress of the International Society of Biomechanics*. 2005.
28. Cavanagh PR, Sanderson DJ. The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. Burke ER (Ed.). *Science of cycling*. Champaign, Illinois. Human Kinetics. 1986: 27-30.
29. Cavanagh PR, Sanderson DJ. The biomechanics of elite pursuit riders. Burke E (Ed.). *The Science of Cycling*. Champaign, Illinois. Human Kinetics. 1985: 91-122.
30. Chavarren J, Calbet JAL. Cycling efficiency and pedaling frequency in road cyclists. *J Appl Physiol* 1999; 80: 555-563.
31. Coso J, Aguado R, Mora R. Mejora la biomecánica en el sprint en ciclismo: sistema de bielas Rotor® vs sistema tradicional. *Archivos de Medicina del Deporte* 2004; 26: 207-214.
32. Craig NP, Norton KI. Characteristics of track cycling. *Sports Med* 2001. 31: 457-468.
33. Cullen LK, Andrew K, Lair KR, Widger MJ, Timson BF. Efficiency of trained cyclists using circular and noncircular chainrings. *Int J Sports Med* 1992; 13: 264-269.
34. Dagonnet F. Étienne-Jules Marey. A passion for the Trace. (translate by Robert Galeta with Jeanine Herman). New York. Ed. Urzone, Inc. 1992.
35. Dahn K, Mai L, Poland J, Jenkins C. Frictional resistance in bicycle wheel bearings. *Cycling Sci* 1991; 3: 28-32.
36. Dal Monte A, Leonardi LM, Menchinelli C, Marini C. A new bicycle design based on biomechanics and advanced technology. *Int J Sports Biomech* 1987; 3: 287-292.
37. Davison RC, Swan D, Coleman D, Bird S. Correlates of simulated hill climb cycling performance. *J Sports Sci* 2000. 18: 105-110.
38. De Groot G, Sargeant A, Geysel J. Air friction and rolling resistance during cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 1090-1095.
39. Di Prampero PE, Cortili G, Mognoni P, Saibene F. Equation of motion of a cyclist. *J Appl Physiol* 1979; 47: 201-206.
40. Di Prampero PE. Cycling on Earth, in space, on the Moon. *Eur J Appl Physiol* 2001; 82: 345-360.
41. Faria I. Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. *Sports Med* 1992; 14: 43-63.
42. García-López J, Córdova A, Peleteiro J, Rodríguez JA, Villa JG. Análisis cinemático del pedaleo ciclista con el Sistema Rotor en pruebas supramáximas: estudio de un caso”. En Hernández, M. *et al* (Eds.). Libro de Conferencias y Ponencias (Resúmenes). Madrid. Ed. Reprografia Doppel. 2002: 12-13.

43. García-López J, Peleteiro J, Rodríguez JA, Córdova A, González MA, Villa JG. Biomechanical assessment of aerodynamic resistance in professional cyclists: Methodological aspects. En Gianikellis, K. Ed. "Scientific proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports". Cáceres, Extremadura. Ed. Universidad de Extremadura. 2002a: 286-289.
44. García-López J, Peleteiro J, Rodríguez JA, Friend E, González MA, Córdova A, Villa JG. Influencia de la postura y la utilización del casco en la resistencia aerodinámica del ciclista. *Archivos de Medicina del Deporte* 2002b. 19: 202-220.
45. García-López J, Peleteiro J, Rodríguez-Marroyo JA, Redondo JC, Villa-Vicente JG, Navas FJ, Córdova A. Utilización del túnel del viento para la mejora del rendimiento en ciclistas profesionales: estudio de 5 casos. En Campos, J. F. *et al* (Eds.) *Nuevas aportaciones al estudio de la actividad física y el deporte*. Valencia. Ed. Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport. Universitat de Valencia. 2001: 243-244.
46. García-López J, Rodríguez JA, Ávila MC, Jiménez F, Villa JG. Utilización de sistemas de pedaleo no circular para incrementar el rendimiento en ciclismo. En "Libro de Actas del II Congreso Mundial de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte". Granada. Ed. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Granada. 2003.
47. García-López J. Análisis cinemático del ciclismo: cadencia de pedaleo en competición y utilización de sistemas de pedaleo no circular. Trabajo de investigación inédito presentado para concurrir a la Habilitación 2/245/0903, de Profesores Titulares de Universidad, en el Área de Conocimiento de Educación Física y Deportiva (B.O.E. nº 282, de 25 de noviembre de 2003). Sin publicar.
48. Gardner AS, Stephens S, Martin DT, Lawton E, Lee H, Jenkins D. Accuracy of SRM and power tap power monitoring systems for bicycling. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1252-1258.
49. Gnehm P, Reichenbach S, Alpteter E, Widmer H, Hoppeler H. Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 1997. 29: 818-823.
50. González H, Hull ML. Multivariate optimization of cycling biomechanics. *J Biomech* 1989. 22: 1151-1161.
51. González JJ, Gorostiaga E. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo. Barcelona. Ed. INDE. 1995: 30-43.
52. González MA, Pérez G, Martín A, Pérez A, Priego R, Robledo J, Rodríguez A, Rosa S, Sánchez C. Aplicaciones del túnel aerodinámico en el entrenamiento y mejora de las técnicas deportivas. *Investigaciones en Ciencias del Deporte*. 1998. 19: 11-71.
53. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon JD. Aerodynamic drag in field cycling with special reference to the Obree's position. *Ergonomics* 1997; 40: 1299-1311.
54. Greenwell DI, Wood NJ, Bridge EKL, Addy RJ. Aerodynamic characteristics of low-drag bicycle wheels. *Aeronautical Journal* 1995; 99: 109-120.
55. Gregersen CS, Hull ML. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *J Biomech* 2003; 36: 803-813.
56. Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM. The biomechanics of cycling. *Exerc Sports Sci Rev* 1991; 19: 127-169.
57. Gregor RJ. Biomechanics of cycling. En Gerret WE, Kirkendal DT (Eds.). *Exercise and sport science*. Philadelphia. Ed. Williams & Wilkins. 2000.

58. Gutiérrez M. Biomecánica deportiva. Madrid. Ed. Síntesis. 1999: 79-141.
59. Hagberg JM, McCole S. Energy Expenditure During Cycling. En Burke, E.R. (Ed.). High-Tech Cycling. Champaign, Illinois, EEUU. Ed. Human Kinetics. 1996: 167-184.
60. Harrison JY. Maximizing human power output by suitable selection of motion cycle and load. *Hum Factors* 1970; 12: 315-329.
61. Hay JG, Reid JG. Anatomy, mechanics, and human motion (second edition). New Jersey. Ed. Prentice Hall. 1988.
62. Heil DP, Derrick TR, Whittlesey S. The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol* 1997; 75: 160-165.
63. Heil DP. Body mass scaling of projected frontal area in competitive cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2001; 85: 358-366.
64. Heil DP. Body size as a determinant of the 1-h cycling record at sea level and altitude. *Eur J Appl Physiol* 2005; 93: 547-554.
65. Heil DP. The pressor response to submaximal cycle ergometry while using aerodynamic handlebars. *Int J Sports Med* 1997; 18: 1-7.
66. Henderson SC, Ellis RW, Klimovitch G, Brooks GA. Effects of circular and elliptical chainwheels on steady-rate cycle ergometer work efficiency. *Med Sci Sports* 1977; 9: 202-207.
67. Henke T, Brach M, Suhr S, Marées H. Investigaciones científico-biomecánicas: Aspectos del entrenamiento de la técnica en ciclismo de fondo en carretera. En Nitsch, J.R. *et al* (Eds.) Entrenamiento de la técnica: contribuciones para un enfoque interdisciplinario. Barcelona. Ed. Paidotribo. 2002: 247-328.
68. Hochmuth G. Biomecánica de los movimientos deportivos. Madrid. Ed. INEF de Madrid. 1973.
69. Hoerner SF. Résistance à l'avancement dans les fluides. Paris. Ed. Gauthier-Villars. 1965.
70. Hue O, Galy O, Hertogh C, Casties JF, Prefaut Ch. Enhancing cycling performance using an eccentric chainring. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1006-1010.
71. Hull ML, Davis RR. Measurement of pedal loading in cycling: I-Instrumentation. *J Biomech* 1981; 14: 843-856.
72. Hull ML, González H. The effect of pedal platform height on cycling biomechanics. *Int J Sports Biomech* 1990; 6: 1-17.
73. Hull ML, Gonzalez HK. Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *J Biomech* 1988; 21: 839-849.
74. Hull ML, Jorge M. A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *J Biomech* 1985; 18: 631-644.
75. Hull ML, Williams M, Williams K, Katuz S. Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 114-122.
76. Impellizzeri FM, Rampinini E, Sassi A, Mognoni P, Marcora S. Physiological correlates to off-road cycling performance. *J Sports Sci* 2005; 23: 41-47.
77. Izquierdo E, Gómez MT. Los orígenes del ciclismo en España: la expansión velocipédica de finales del siglo XIX. *Apunts: Educación Física y Deportes* 2003; 71: 6-13.
78. Jeukendrup AE, Martin J. Improving cycling performance. *Sports Med* 2001; 31 (7): 559-569.
79. Jones SM, Passfield L. The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. En Haake, S.J. (Ed.). *The engineering of sport*. EEUU. Ed. Oxford University. 1998: 265-274.

80. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG measurement during bicycle pedalling. *J Biomech* 1986; 19: 683-694.
81. Kane JW, Sternheim MM. Física (Segunda Edición). Barcelona. Ed. Reverté. 1991.
82. Kolmogorov SV, Romyantseva OA, Gordon BJ, Cappaert JM. Hydrodynamic characteristics of competitive swimmers of different genders and performance levels. *J Appl Biomech* 1997; 13 (1): 88-97.
83. Krause M. Kinematic comparative analysis of pedaling in seated versus standing cycling. 2002. [consultado 08/10/2002]. Disponible en: <http://www.acay.com.au/~mkrause/Cycling%20kinematics.htm>.
84. Kyle CR, Caiozzo VJ. The effect of athletic clothing aerodynamics upon running speed. *Med Sci Sports Exerc* 1986; 18: 509-515.
85. Kyle CR. Reduction of wind resistance and power output of racing cyclists and runners travelling in groups. *Ergonomics* 1979; 22: 387-397.
86. Lucia A, Balmer J, Davison RCR, Pérez M, Santalla A, Smith PM. Effects of the rotor pedalling system on the performance of trained cyclists during incremental and constant-load cycle-ergometer test. *Int J Sports Med* 2004; 25: 479-485.
87. Lucía A, Hoyos J, Carvajal A, Chicharro JL. Heart rate response to professional road cycling: the Tour de France. *Int J Sports Med* 1999; 20:167-172.
88. Lucía A, Hoyos J, Chicharro JL. Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Med Sci Sports Exer* 2001; 33: 1361-1366.
89. Lucia A, Hoyos J, Perez M, Santalla A, Earnest CP, Chicharro JL. Which laboratory variable is related with time trial performance time in the Tour de France?. *Br. J. Sports Med* 2004a; 38: 636-640.
90. Lucia A, Joyos H, Chicharro JL. Physiological response to professional road cycling: climbers vs. time trialists. *Int J Sports Med* 2000; 21: 505-512.
91. Lucia A, San Juan AF, Montilla M, Canete S, Santalla A, Earnest C, Perez M. In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Med Sci Sports Exerc* 2004b; 36: 1048-1054.
92. Marsh AP, Martin PE, Foley KO. Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. *Med Sci Sports Exer* 2000; 32: 1630-1634.
93. Martin JC, Lamb SM, Brown AT. Pedal trajectory alters maximal single-leg cycling power. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 1332-1336.
94. Martin JC, Milliken DL, Cobb JE, McFadden KL, Coggan AR. Validation of a mathematical model for road cycling power. *J Appl Biomech* 1998; 14: 276-291.
95. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Fisiología del ejercicio: energía, nutrición y rendimiento humano. Madrid. Ed. Alianza Deporte. 1990.
96. Menard M. Determination de la performance optimale du coureur cycliste. En *Jornadas Internacionales sobre Biomecánica del Ciclismo*. San Sebastián, España. Ed. Centro de Estudios e Investigaciones Técnicas de Gipuzkoa. 1992b: 1-35.
97. Menard M. L'aerodynamique et le cyclisme. En *Jornadas Internacionales sobre Biomecánica del Ciclismo*. San Sebastián, España. Ed. Centro de Estudios e Investigaciones Técnicas de Gipuzkoa. 1992a: 1-23.
98. Millet GP, Tronche C, Fuster N, Bentley DJ, Candau R. Validity and reliability of the Polar® S710 mobile cycling powermeter. *Int J Sports Med* 2003; 24: 156-161.
99. Mognoni P, di Prampero P. Gear, inertial work and road slopes as determinants of biomechanics in cycling. *Eur J Appl Physiol* 2003; 90: 372-376.
100. Neto CD, Schmidt G, Candotti CT, Loss, JF, Zaro MA, Cervieri A, Guimaraes ACS. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. *Brazilian J Biomech* 2001; 3: 39-44.

101. Newmiller J, Hull ML. A mechanically decoupled two force component bicycle pedal dynamometer. *J Biomech* 1988; 21: 375-386.
102. Nordeen KS. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports Exerc* 1977; 9: 113-117.
103. Olds TS, Norton KI, Lowe ELA, Olive S, Reay F, Ly S. Modeling road-cycling performance. *J Appl Physiol* 1995; 78: 1596-1611.
104. Olds TS, Olive S. Methodological considerations in the determination of projected frontal area in cyclists. *J Sports Sci* 1997; 17: 335-345.
105. Olds TS. Modelling human locomotion. Applications to cycling. *Sports Med* 2001; 31: 497-509.
106. Olds TS. The mathematics of breaking away and chasing in cycling. *Eur J Appl Physiol* 1998; 77: 492-497.
107. Padilla S, Mujika I, Angulo F, Goiriena JJ. Scientific approach to the 1-h cycling world record: a case study. *J Appl Physiol* 2000; 89: 1522-1527.
108. Padilla S, Mujika I, Cuesta G, goiriena JJ. Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. *Med. Sci. Sports Exerc* 1999; 31:878-885.
109. Padilla S, Ugarte A. Una nueva aproximación para la caracterización de ciclistas en un entorno de laboratorio. En *Jornadas Internacionales sobre Biomecánica del Ciclismo*. San Sebastián, España. Ed. Centro de Estudios e Investigaciones Técnicas de Gipuzkoa. 1992: 1-19.
110. Paton CD, Hopkins WG. Tests of cycling performance. *Sports Med* 2001; 31: 489-496.
111. Pugh LGCE. The influence of wind resistance in running and walking and the mechanical efficiency of work against horizontal or vertical forces. *J Physiol* 1971; 213: 255-276.
112. Ratel S, Poujade B, Duché P, Bedu M. Comparación des dones bioénergétiques observées lors d'un exercice musculaire sur bicyclettes equipées de plateaux rond ou "Harmonic". *Science & Sports* 1998; 13: 287-289.
113. Redfield R, Hull ML. Prediction of pedal forces in bicycling using optimisation methods. *J Biomech* 1986; 19: 523-540.
114. Rodríguez-Marroyo JA, García-López J, Ávila C, Jiménez F, Córdova A, Villa JG. Pedaling rate chosen by professional cyclists to ascend mountain passes. *J Sports Med Phys Fit*. (In press)
115. Rodríguez-Marroyo JA, García-López J, Ávila MC, Jiménez F, Córdova A, Villa JG. Intensity of exercise according to topography in professional cyclists. *Med Sci Sports Exer* 2003; 35: 1209-1215
116. Rodríguez-Marroyo JA, García-López J, Ávila MC, Peleteiro J, Jiménez F, Córdova A, Villa JG. Potencia mecánica y Sistema Rotor. En M. Hernández, E. Navarro y A. Lorenzo (Eds.). Madrid. Ed. Asociación Española de Ciencias del Deporte. 2002.
117. Rotorbike. Rotor System... the natural way of pedaling. (consultado 14/07/2003). Disponible en: <http://www.rotorbike.com>.
118. Rowe T, Hull ML, Wang EL. A pedal dynamometer for off-road bicycling. *J Biomech Engin* 1998; 120: 160-164.
119. Ruby P, Hull ML, Hawkins D. Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *J Biomech* 1992; 25: 41-53.
120. Sanderson DJ, Black A. The effect of prolonged cycling on pedal forces. *J Sports Sci* 2003; 21:191-199.

121. Sanderson DJ, Henning EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* 2000; 18: 173-181.
122. Sanderson DJ. The biomechanics of cycling shoes. *Cycling Sci* 1990; 2: 27-30.
123. Santalla A, Manzano JM, Pérez M, Lucía A. A new pedaling design: the Rotor-effects of cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 1854-1858.
124. Science of Cycling. Science and cycling: aerodynamics. EEUU. 2001. (consultado 7/05/2001). Disponible en: <http://www.exploratorium.edu/cycling/aerodynamics1.html>.
125. Sharp A. Bicycles and tricycles. London. Ed. Cambridge MIT. 1977: 268-270.
126. Smak W, Neptune RR, Hull ML. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech* 1999; 32: 899-906.
127. Smith D. Recumbent history. EEUU. 2002. (consultado 08/10/2002). Disponible en: <http://www.bicycleman.com/History.html>.
128. Stovall KD, Swain DP, Benedetti K, Pruitt AL, Burke ER. Body mass and performance in the Tour du Pont (abstract). *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25: 169.
129. Swain DP, Richard J, Clifford PS, Milliken MC, Stray-Gundersen J. Influence of body size on oxygen consumption during bicycling. *J Appl Physiol* 1987; 62: 668-672.
130. Swain DP, Wilcox JP. Effect of cadence on the economy of uphill cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 1123-1127.
131. Swain DP. Cycling: uphill and downhill. En Fahey TD (Ed.). *Encyclopedia of Sports Medicine and Science* 1998. (cons. 11/05/2003). Ed. Internet Society for Sport Science. Disponible en: <http://www.sportsci.org/encyc/cyclingupdown/cyclingupdown.html>.
132. Swain DP. The influence of body mass on endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26: 58-63.
133. Tew GS, Sayers AT. Aerodynamics of yawed racing cycle wheels. *J Wind Engin* 1999; 82: 209-222.
134. Tipler PA. Física para la Ciencia y la Tecnología (Cuarta Edición). Barcelona. Ed. Reverté. 1999.
135. Too D. Biomechanics of cycling and factor affecting performance. *Sports Med* 1990; 10: 286-302.
136. Tour-92. Jornadas Internacionales sobre Biomecánica del Ciclismo. San Sebastian, España. Ed. Centro de Estudios e Investigaciones Técnicas de Gipuzkoa. 1992.
137. UCI (2005). UCI cycling regulations. In International Cycling Union. <http://www.uci.ch/imgArchive/Rules/1gene-E.pdf>.
138. Vandewalle H, Peres G, Monod H. Standart anaerobic exercise tests. *Sports Med* 1987; 4: 268-298.
139. Wheeler JB, Gregor RJ, Broker JP. A dual piezoelectric bicycle pedal with multiple shoe/pedal interface compatibility. *Int J Sports Biomech* 1992; 8: 251-258.
140. Yeadon MR, Challis JH. The future of performance-related sports biomechanics research. *J Sports Sci* 1994; 12: 3-32.
141. Zani Z. La position du cycliste sur route. *Médecine du sport* 1994; 68: 82-85.
142. Hanson M, Emmanouil S. Speeding things up: bicycle racing uses computers before reaching the starting line. *IEEE Comp Graph Appl* 2001, 21: 14-19.