

BIOMECANICA Y CICLISMO

Gutierrez, M.

Departamento de Educación Física y Deportiva
Universidad de Granada

RESUMEN

Con el presente trabajo se pretende dar una visión general sobre el ciclismo deportivo desde una perspectiva biomecánica, aunque es necesario decir que la extraordinaria dimensión de la vasta producción científica relacionada con el tema, hace que sea realmente difícil abordar, en un solo trabajo, los diferentes aspectos que abarca la biomecánica del ciclismo.

Debido a la diversidad de contenidos que incluye la biomecánica del ciclismo, en este trabajo los contenidos se han restringido en tres unidades: la primera, orientada hacia el estudio de las fuerzas que se oponen al desplazamiento y especialmente al análisis de las resistencias aerodinámicas, la segunda, al estudio de las fuerzas propulsivas y especialmente las aplicadas contra el pedal y, por último, orientaremos nuestra atención hacia los aspectos más relevantes que determinan la eficacia mecánica del desplazamiento en ciclismo.

PALABRAS CLAVE:

ABSTRACT

Con el presente trabajo se pretende dar una visión general sobre el ciclismo deportivo desde una perspectiva biomecánica, aunque es necesario decir que la extraordinaria dimensión de la vasta producción científica relacionada con el tema, hace que sea realmente difícil abordar, en un solo trabajo, los diferentes aspectos que abarca la biomecánica del ciclismo.

Debido a la diversidad de contenidos que incluye la biomecánica del ciclismo, en este trabajo los contenidos se han restringido en tres unidades: la primera, orientada hacia el estudio de las fuerzas que se oponen al desplazamiento y especialmente al análisis de las resistencias aerodinámicas, la segunda, al estudio de las fuerzas propulsivas y especialmente las aplicadas contra el pedal y, por último, orientaremos nuestra atención hacia los aspectos más relevantes que determinan la eficacia mecánica del desplazamiento en ciclismo.

KEY WORDS:

Aunque tradicionalmente la ingeniería mecánica ha sido la perspectiva científica que ha dedicado más esfuerzos al estudio de la eficacia en el desplazamiento de los vehículos, dicha perspectiva resulta insuficiente cuando se trata de vehículos propulsados por el hombre. La interacción entre el hombre y la máquina requiere la incorporación de otras perspectivas científicas que tienen en cuenta procesos bioenergéticos, de aprendizaje y de producción de fuerza en el sistema musculoesquelético (Fisiología humana, Control motor y Biomecánica, respectivamente).

El objetivo de este trabajo es dar una visión general sobre el ciclismo deportivo desde una perspectiva biomecánica. Con el término *ciclismo deportivo* se pretende restringir el estudio al análisis de aquellas situaciones que se adaptan a las normas propuestas por la Unión Ciclista Internacional (UCI), especialmente todo aquello que se refiere a las limitaciones relacionadas con el diseño de la bicicleta.

En general se puede decir que la producción científica relacionada con la biomecánica del ciclismo deportivo es relativamente importante comparada con la desarrollada en otras actividades deportivas, posiblemente debido a tres aspectos principales: el primero relacionado con la relevancia que la bicicleta ha tenido y sigue teniendo como terapia y rehabilitación, el segundo por la tradicional utilización del cicloergómetro para la valoración funcional del deportista y el tercero, debido al espectacular crecimiento de los intereses económicos y sociales que rodean al ciclismo de competición, especialmente durante la última década.

Del estudio de esa vasta producción científica se puede deducir el carácter multidisciplinar que, la propia biomecánica, adquiere cuando trata el análisis del gesto deportivo y, más concretamente, el ciclismo. En esa producción se distinguen diferentes aspectos de estudio que van desde los más cercanos a la ingeniería mecánica, como es el análisis de las resistencias aerodinámicas mediante túneles de viento (Kyle, 1989; 1990), hasta los más cercanos a las perspectivas médicas, como los relacionados con la dinámica muscular (Gregor et col. 1991; Jorge & Hull, 1986), pasando por los estudios cinemáticos y cinéticos relacionados con la aplicación óptima de fuerzas sobre el pedal y las variables interactivas que inciden en su eficacia (McCormick, 1993; Gonzalez & Hull, 1989).

En este trabajo se ha considerado como sistema coordinado de estudio la interacción entre ciclista y bicicleta, lo que nos permite distinguir tres fuerzas externas de resistencia al desplazamiento: *las producidas por el aire, las de rozamiento en giro y las que ejerce la gravedad* cuando el sistema se desplaza ascendiendo una pendiente

y, como fuerza de resistencia interna al sistema, *el rozamiento interactivo* de los engranajes propios de la bicicleta, aunque éste no llega al 5% del total de las fuerzas de resistencia (Faria & Cavangh, 1978)

Según el sistema coordinado de estudio propuesto, solo puede considerarse como fuerza propulsiva externa a la acción de la gravedad cuando el sistema se desplaza descendiendo una pendiente, el resto de fueras propulsivas se consideran interactivas dentro del sistema, como las ejercidas sobre el sillín, manillar y, especialmente, sobre los pedales, teniendo en cuenta que la génesis de dichas fuerzas propulsivas reside en la contracción muscular y los momentos de fuerza que se ejercen sobre las articulaciones.

FUERZAS DE RESISTENCIA OPUESTAS AL DESPLAZAMIENTO

Al margen del rozamiento interno relacionado con la conversión de la energía mecánica en calor de los engranajes propios de la bicicleta y el efecto de la gravedad cuando el sistema se desplaza hacia arriba por una pendiente, las dos grandes fuerzas que se oponen al desplazamiento son las producidas por el contacto de la rueda con el suelo (rozamiento en giro) y las ejercidas por el aire (rozamiento aerodinámico).

Para comprender la importancia que tienen las resistencias producidas por el aire en ciclismo se pueden exponer algunos datos que nos revelan el costo energético que supone desplazar algunos cientos de kilos de aire por minuto. Mientras que el récord de velocidad en ciclismo deportivo sobre 200 m. es de 71,29 Km/h, establecido por Adamashvili en 1990, el récord conseguido por un vehículo aerodinámico fuselado es de 105,39 Km/h, establecido por Markham en 1986 y en 1985, el norteamericano Howard, consiguió alcanzar los 245,08 Km/h corriendo detrás de un protector de aire. Otro dato comparado que permite significar la importancia que adquieren las resistencias aerodinámicas es el récord de la hora, mientras que el récord oficial lo consiguió en Noviembre de 1994 el suizo Rominger en 55.291 Km., el récord de la hora en pista cubierta, tras moto, lo consiguió, en 1987, el ruso Romanov en 91.131 Km., algo impensable de cubrir en situaciones normales.

Los datos expuestos reflejan que la mayor fuerza opuesta al desplazamiento del ciclista es la aerodinámica, ésta supone más del 80% de todas las fuerzas de resistencia cuando solo se desplaza a 30 Km/h y muy superiores cuando se incrementa la velocidad (Gross; Kyle & Malewicki, 1984). En general se puede decir que la fuerza total producida por las resistencias del aire es la suma vectorial de dos fuerzas: a)

Fuerza de arrastre, producida en la misma dirección del desplazamiento y en sentido contrario y b) *Fuerza de sustentación*, perpendicular a la dirección del desplazamiento, aunque esta fuerza solo adquiere cierta importancia en determinadas situaciones, como es el caso de la existencia de vientos relativos laterales.

Se puede afirmar que la fuerza aerodinámica más importante que se opone al desplazamiento en ciclismo es la componente de arrastre, la cual puede considerarse compuesta de un *arrastre viscoso o superficial*, producido por la fricción laminar del aire contra la bicicleta y el ciclista, más un *arrastre de forma* producido por el déficit de momento de la estela al existir separación de las líneas de corriente.

Cuando el ciclista o cualquier componente de la bicicleta se desplaza a través del aire se produce necesariamente un rozamiento del aire con dicha superficie, lo que constituye una fuerza que reduce la velocidad del ciclista denominada fuerza de arrastre viscoso o superficial. Su mayor o menor intensidad está relacionada con la viscosidad del fluido y el rozamiento de deslizamiento del aire a través de la superficie.

La *viscosidad* se considera la fuerza necesaria para deslizar una capa de fluido sobre otra, en este sentido, cuando la viscosidad del fluido se incrementa, también se incrementarán las fuerzas de resistencia al desplazamiento, ya que si consideramos que un ciclista se desplaza a cierta velocidad a través de aire en reposo, las capas de aire más próximas se desplazarán con él produciendo un cambio gradual de velocidad entre capas y, consecuentemente, un deslizamiento que se traduce en el incremento del arrastre viscoso o superficial. Debido a la menor densidad de aire, los registros de velocidad conseguidos por ciclistas experimentados en la ciudad de México (2.260 m. de altitud) son entre un 3% y un 5% mejores que los realizados a nivel del mar. (Gross; Kyle & Malewicki, 1984).

Como se ha comentado, la fuerza de arrastre viscoso tiene su origen en el desplazamiento que se produce entre las capas de aire más próximas a la superficie del ciclista y bicicleta. Dicho desplazamiento es mayor cuando se incrementa el rozamiento de deslizamiento del aire a través de la superficie o, lo que es igual, cuando se incrementa el *coeficiente de rozamiento*. Por el contrario, un coeficiente de rozamiento pequeño hace que las capas de aire se deslicen a través de la superficie, en lugar de desplazarse con ella, reduciéndose la fuerza de arrastre viscoso. En este sentido, los trajes muy ceñidos, de una sola pieza y de materiales de fibras suaves puede reducir el rozamiento hasta un 30%, comparado con el mismo ciclista vistiendo

pantalones ajustados y chaqueta (Faria & Cavanagh, 1978; Gregor, Broker & Ryan, 1991)

La fuerza de arrastre de forma se produce cuando el aire que se desliza alrededor del objeto es incapaz de seguir su contorno (figura 1). En esta situación, parte del aire se frena cuando choca con la sección transversal del cuerpo perpendicular al flujo y otra parte es incapaz de seguir el contorno de la superficie, produciéndose dos vórtices iguales o corrientes en torbellino detrás del ciclista que, según el teorema del momento cinético, producen una fuerza de arrastre opuesta al desplazamiento. Además, este hecho hace que la velocidad del flujo sea mayor detrás del ciclista que en la parte frontal y, según el teorema de Bernouille, se produce una fuerza de succión posterior que reduce la velocidad del ciclista.

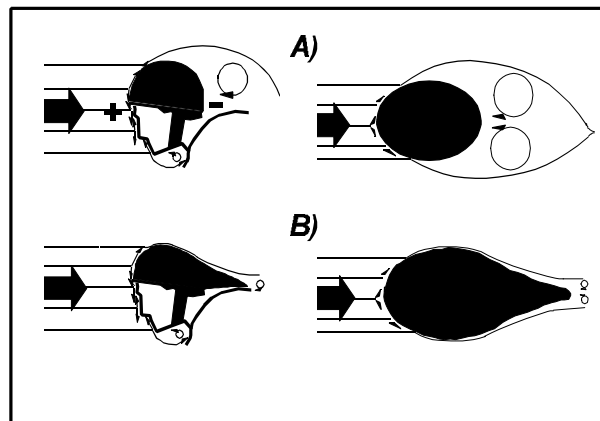


Figura 1 Representación gráfica del efecto de la resistencia de forma

Según lo expuesto, la magnitud de fuerza de arrastre de forma, dependerá básicamente de la sección transversal o área frontal expuesta al desplazamiento. En este sentido, los estudios llevados a cabo por Faria & Cavanagh (1978), han puesto de manifiesto como una reducción de 0.16 m^2 en el área frontal, motivada por el cambio de posición del ciclista sobre la bicicleta (de vertical a posición de carrera) produce un incremento en la velocidad de 1.13 Km/h , cuando se desplaza a una velocidad de 24 Km/h . Como se comentará más adelante, los cambios de posición no solo afectan sobre

la fuerza de arrastre, sino que también tienen implicaciones sobre la transmisión de fuerza sobre el pedal.

Kyle (1990) ha realizado estudios en túneles de viento sobre la incidencia que tiene la posición de los brazos en el manillar sobre las resistencias aerodinámicas, llegando a determinar que la utilización de los modelos de manillar tipo triathlon pueden reducir el rozamiento del ciclista en 4.45 N., a 48 Km/h, con respecto al tipo «*cuerno de cabra*» de contrareloj, debido básicamente a la reducción del área frontal. Kyle (1990) también encontró que una posición del codo hacia dentro reduce el rozamiento hasta en un 8%, en comparación a la posición normal y que el antebrazo debería estar nivelado hacia arriba con una inclinación de 30°.

La forma del contorno y el coeficiente de resistencia son otros factores que inciden sobre la fuerza de arrastre de forma. Cuando el cuerpo posee un contorno longilíneo con respecto a la dirección del aire y el coeficiente de rozamiento es relativamente pequeño, las capas de aire modifican su curso gradualmente, lo que reduce la magnitud de los vórtices en la parte posterior y las diferencias entre las presiones positivas frontales y negativas caudales, se reduce (figura 2).

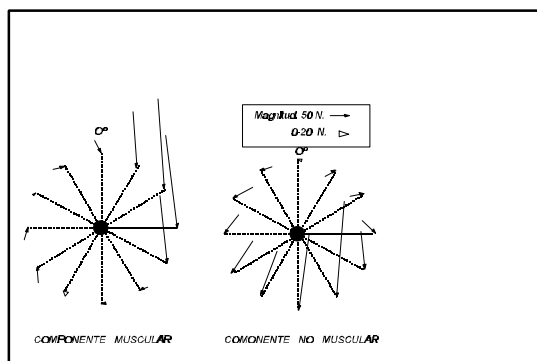


Figura 2 Componente muscular y no muscular de las fuerzas plicadas sobre el pedal. (Ref: Kautz & Hull, 1993, p.:161-162)

En este sentido, los cascos aerodinámicos con perfil en forma de gota de agua han reducido la fuerza de resistencia en 1 N. a 48 Km/h, con respecto a los cascos integrales normales de carretera, lo que supone ganar 1.6 seg. en cada kilómetro. Dicha reducción se debe

básicamente al hecho de conseguir suavizar el flujo de aire sobre la cabeza (Kyle, 1989).

Como se puede deducir, tanto la componente de arrastre viscoso como el de forma, dependen de la velocidad de desplazamiento o, más exactamente, de la velocidad relativa del aire con respecto al ciclista y los componentes de la bicicleta, aunque se debe de considerar que un viento frontal incrementa la velocidad relativa y un viento en cola la reduce. Gregor, Broker & Ryan (1991) presenta una expresión general que relaciona la dependencia de la fuerza de arrastre aerodinámico (E-1):

Algo más complejo es el estudio de la aerodinámica de las ruedas, ya que el giro produce ciertos cambios en las turbulencias que producen los vórtices y las presiones cambian su posición. Los estudios desarrollados por Kyle (1990) en túneles de viento, sobre la aerodinámica de las ruedas, nos informa sobre las ventajas aerodinámicas que tienen las actuales ruedas de tres radios, comportándose igual o mejor que las ruedas lenticulares. Tanto las ruedas de tres radios como las lenticulares se comportan mejor que todas las probadas con radios de acero, incluidas las de 16 radios.

E-1

$$F = 0.5 C_d A_p v^2$$

donde **F** es la fuerza de arrastre, **C_d**, el coeficiente de rozamiento,

A_p, la densidad del aire y **v**, la velocidad relativa del aire.

Una curiosidad interesante sobre el efecto de la aerodinámica en ciclismo lo expresa Kyle (1989) en un estudio donde desarrolló una simulación sobre la contrareloj que fue decisiva para la victoria de LeMond sobre Fignon en el Tour de Francia de 1989. Los resultados indicaron que el hecho de utilizar Fignon una bicicleta standard, sin casco aerodinámico, llevara el pelo largo y colgantes, así como manillar de cuerno de cabra, le habría supuesto una pérdida de 1 minuto y 30 seg. en los últimos 24 Km., aunque la anticuada tecnología de la bicicleta utilizada por LeMond y, especialmente, la utilización de ruedas de 32 radios también le supuso una pérdida aproximada de 32

seg. En general, expresa Kyle, el éxito de LeMond residía en la posición adoptada sobre la bicicleta y la ropa utilizada más que otros factores biológicos.

Por último, otra de las fuerzas importantes que se oponen al desplazamiento de una bicicleta es el rozamiento en giro, especialmente cuando nos desplazamos a velocidades pequeñas, ya que a estas velocidades las resistencias aerodinámicas no son tan relevantes. La intensidad de la fuerza de resistencia producida por el rozamiento en giro depende de los siguientes factores:

- a) Peso del ciclista y la bicicleta. Al incrementar el peso, el rozamiento en giro también se incrementa. Por esta razón, para subir un puerto se utilizan bicicletas más ligeras y tienen más facilidad los ciclistas con menor peso.
- b) La presión de la rueda. Cuanto más presión tenga el tubular, el rozamiento en giro disminuye, incrementándose en un 30% cuando la presión de la rueda se reduce a la mitad.
- c) La resistencia producida por el rozamiento en giro es inversamente proporcional al diámetro de la rueda (Whit & Wilson, 1974). La utilización, cada vez más habitual, de ruedas con un diámetro menor responde al propósito de reducir el rozamiento producido por el aire y no el de giro, lo que se desprende de la expresión **E-2**.
- d) Sección transversal del tubular. Cuanto mayor es la sección transversal mayor será la resistencia producida por el rozamiento en giro. Dill, Seed & Marzulli (1954) comprobaron que una cubierta de 71 x 5.4 cm. requería un consumo máximo equivalente a 0.19 litros por minuto más que utilizando otra cubierta de 68 x 3.2 cm.
- e) El coeficiente de rozamiento. Cuanto menor sea éste, menor será la resistencia en giro, aunque es necesario considerar que una reducción máxima de su magnitud podría suponer un cierto peligro de caída. En este sentido se debe diferenciar entre el coeficiente de rozamiento estático y el dinámico. Mientras que el primero se considera como la relación entre la máxima fuerza de rozamiento posible, paralela a la superficie de contacto y necesaria para impedir que un cuerpo gire sobre otro, con respecto a la fuerza que ejerce la rueda contra el suelo; el segundo se considera la relación entre la fuerza de rozamiento de un cuerpo que gira sobre otro con respecto a la fuerza que ejerce la rueda contra el suelo.

La importancia que adquiere la utilización de un tipo de rueda no implica solo la resistencia producida por el rozamiento en giro, también adquiere gran importancia la resistencia que ofrece el aire. Kyle (1989) ha desarrollado una expresión (E-2) que nos permite calcular el rozamiento total de las ruedas, tanto el producido por el aire como el producido por el giro sobre una superficie:

$$D = W (C_{rr1} C_{rr2} v) + (1/2 \rho C_d A)v^2$$

donde **D** es la fuerza de rozamiento, **W**, la masa del sistema ciclista más bicicleta, **C_{rr1}**, el coeficiente de rozamiento estático (entre 0.0022 y 0.0025 para cubiertas de alta calidad), **C_{rr2}**, el coeficiente de rozamiento dinámico (0.0000344 aproximadamente), **v**, la velocidad relativa del aire, **ρ**, la densidad del aire, **C_d**, el coeficiente de rozamiento aerodinámico (entre 0.7 y 0.9, para hombres) y **A**, la zona frontal proyectada.

FUERZAS PROPULSIVAS

Según el sistema de análisis propuesto, las fuerzas propulsivas deben de considerarse como interactivas dentro del sistema ciclista-bicicleta, aunque para comprender mejor las fuerzas que el ciclista ejerce sobre la bicicleta es necesario tratar de interpretar solo al ciclista como objeto de estudio, el cual ejerce fuerzas contra la bicicleta para desplazarse. En este caso serían las fuerzas ejercidas sobre el sillín, el manillar y, especialmente, contra los pedales.

La importancia que adquieren las fuerzas ejercidas sobre el pedal, con respecto a la eficacia en el desplazamiento, han motivado que se desarrolle poca investigación sobre las fuerzas ejercidas en el manillar y el sillín. Algunos de estos estudios, como los desarrollados por Soden y Adeyefa (1979) ponen de manifiesto como las fuerzas ejercidas sobre el manillar son asimétricas y conducentes a compensar las fuerzas, también asimétricas, aplicadas contra los pedales. Dichos estudios demostraron que la fuerza de empuje sobre el manillar supone un 29% y las de tracción un 71%, cuando se realiza una salida máxima y un 43% de fuerza de empuje cuando se realiza una escalada, mientras que en llano las fuerzas de empuje superan a las de tracción en un

61% del total y que la fuerza total desarrollada sobre el manillar, durante un ascenso importante, es el doble que la desarrollada durante el llano.

En otras investigaciones, como las desarrolladas por Bolourchi & Hull (1985) se han estudiado las relaciones existentes entre las cargas aplicadas sobre el manillar y el sillín, con respecto a la cadencia de pedaleo, llegando a la conclusión de que existe una relación directa entre la fuerza horizontal desarrollada sobre el sillín y la cadencia de pedaleo, aunque se debe de considerar que estas fuerzas son poco significativas, comparadas a la ejercidas contra el pedal.

La fuerza interactiva de propulsión más importante es la desarrollada sobre el pedal, la cual está íntimamente ligada a su magnitud y dirección. El diseño de pedales instrumentados con galgas extensométricas o piezoeléctricas han permitido obtener las componentes rectangulares de la fuerza y calcular la magnitud de la *fuerza efectiva*, tangente a la biela (F_e) y la *fuerza no efectiva* coincidente con la dirección de la biela (F_n) (Hull y Davis, 1981; Cavanagh y Sanderson, 1986; LaFortune, 1986). Aunque los trabajos basados en la utilización de pedales instrumentados han dado suficiente información sobre la fuerza, actualmente no se ha desarrollado ninguna teoría que explique los cambios que se producen en los picos de fuerza cuando se cambian las condiciones como la altura del sillín, longitud y posición de la biela, la cadencia etc...

El pico máximo de fuerza aplicado contra el pedal depende de la técnica individual utilizada por el ciclista, aunque se puede decir que está comprendida entre el 100° y el 105° del ciclo de pedaleo (Davis & Hull, 1981; Bolourchi & Hull, 1985). La intensidad de la fuerza es diferente según la posición adoptada por el ciclista, los trabajos de Soden & Adeyefa (1979) ponen de manifiesto que, sentado sobre el sillín, la fuerza efectiva es de 0.8 el peso corporal (PW) a 90 rpm. de cadencia y 434 W de potencia, mientras que cuando la potencia se incrementa, la fuerza se aproxima al peso corporal y, cuando se pedalea de pie, ascendiendo una pendiente, la fuerza puede llegar a 3.1 PW.

Los estudios desarrollados por Bolourchi & Hull (1985) han puesto de manifiesto que la cadencia de pedaleo afecta significativamente sobre las fuerzas ejercidas sobre el pedal. En este sentido, cuando la cadencia se incrementa, la fuerza efectiva decrece durante los 180° primeros y se incrementa entre los 180° y 360°. Según los resultados expuestos, cuando se pedalea con cadencias altas, un desplazamiento hacia delante del sillín, supondría adoptar una posición más eficaz relativa a los músculos que participan en la fase de recuperación, donde la fuerza efectiva tiende a incrementarse,

lo que coincide con los estudios desarrollados por Gonzalez & Hull (1989), los cuales han puesto de manifiesto que debe de existir un mayor desplazamiento del sillín hacia delante cuando se incrementa la cadencia. (Figura 3).

Los estudios de Ericson, Nisell & Ekholm (1984); Ericson y col. (1985, 1986) y Broker & Gregor (1990), relacionados con la influencia que tienen las fuerzas transversales ejercidas en el pedal sobre los momentos en varo y valgo de la rodilla, han motivado el cambio de los clásicos rastrales por los nuevos anclajes automáticos que permiten una mayor movilidad del pie. Se debe de tener en cuenta que la rodilla llega a moverse hasta dos centímetros en el plano frontal (McCoy, 1989), lo que, junto a las fuerzas de reacción del pedal, producen un cierto momento articular en varo, aunque éste es aún menor que el ejercido durante la marcha.

Del análisis de la secuencia de aplicación de fuerza sobre el pedal se desprende que es la actividad muscular quién acelera las piernas, mientras que las conexiones del pie con el pedal hacen que este movimiento sea circular al rededor del eje de la biela, así pues, las fuerzas del pedal no solo reflejan la actividad muscular sino que también dependen de la acción de la gravedad y las fuerzas inerciales. Kautz & Hull (1993) desarrollaron una base teórica para distinguir la componente muscular de la fuerza de las fuerzas adicionales producidas por la gravedad y la inercia. En la (figura 3) se representa la *componente muscular y no muscular* obtenidas con una cadencia de 90 rpm. En dicha figura se puede observar como la componente muscular tiene especial incidencia en los primeros 150°, mientras que la componente no muscular es importante durante casi todo el ciclo.

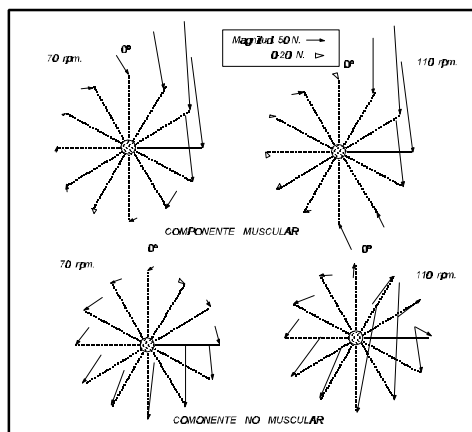


Figura 3 Influencia del ritmo de pedalada (cadencia) sobre los valores obtenidos por la componente muscular y no muscular sobre el pedal, desarrollando una potencia de 200 W.

(Ref: Kautz & Hull, 1993, p.:161-162)

Kautz & Hull (1993) también determinaron la influencia que tienen diferentes cadencias (70 rpm., 90 rpm. y 110 rpm.) sobre la componente muscular y no muscular, llegando a la conclusión de que la componente no muscular es la responsable del incremento de las fuerzas aplicadas sobre el pedal cuando el ciclista aumenta la cadencia de 70 rpm. a 110 rpm. mientras que la magnitud de la componente muscular cambia muy poco cuando se incrementa la cadencia (Figura 4).

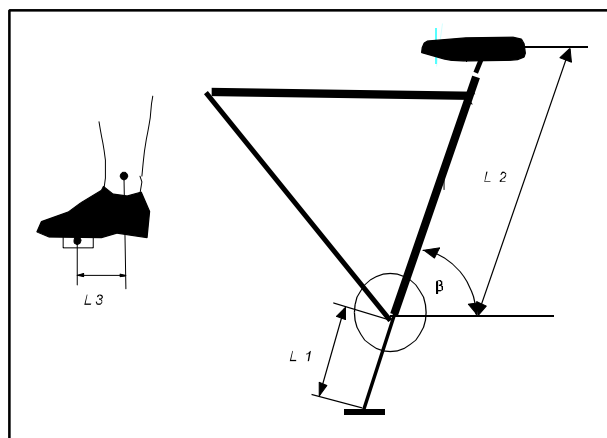


Figura 4 Acotaciones de las variables interactuantes sobre la fuerza plicada sobre el pedal. (Ref: Gonzalez & Hull, 1989, p.:1152

PARÁMETROS DE EFICACIA EN LA APLICACIÓN DE FUERZA

Redfield & Hull (1986a, 1986b) trataron de determinar la influencia que tienen diferentes cadencias sobre el trabajo muscular de las piernas, valorado mediante una *función de costo* referida a los momentos articulares de la cadera, rodilla y tobillo, las cuales habían sido correlacionadas con las fuerzas ejercidas sobre los pedales y los registros electromiográficos (Hull & Jorge, 1985). Los resultados indican que existe una cadencia óptima, entre 90 rpm. y 110 rpm., para las articulaciones de la cadera y el tobillo, mientras que la cadencia no incide significativamente sobre el momento del tobillo.

Utilizando el mínimo coste funcional derivado de los momentos articulares de la pierna, Hull & Gonzalez (1988) estudiaron la relación óptima de longitud de biela y cadencia, manteniendo la carga constante (tabla 1), llegando a la conclusión que el mínimo coste se produce con las combinaciones 0.145 m. de biela y 110 rpm., para ciclistas de talla media (1.77 m.), lo que difiere de la longitud estándar de biela que es de 0.170 m.

Tabla 1 Relación entre longitud de biela, ritmo de pedaleo (cadencia) y medidas antropométricas, valoradas mediante el porcentaje de desviación de la función de costo de los momentos articulares. Utilizando una potencia de 100 W en cada pierna. (adaptado de Hull & Gonzalez, 1988, p. 12.)

	Cadencia (rpm.)	60	70	80	90	100	110	120	130	140
Talla pequeña	Longitud de biela (mm.) % desviación, func. costo.	200 186	200 87	200 34	200 13	175 7.1	155 2.8	140 0.0	140 8.5	140 36
Talla mediana	Longitud de biela (mm.) % desviación, func. costo	200 150	200 60	200 17	185	160 2.4	145 0.0	140 7.3	140 39	140
Talla alta	Longitud de biela (mm.) % desviación, func. costo	200 110	200 33	200 6.7	170 2.0	150 0.0	140 6.1	140 53	140 11.3	140 220

Tabla 2 Optimización de variables mediante el momento de la función de costo, en relación a los diferentes ritmos de pedaleo (cadencias) y las medidas antropométricas de los ciclistas. con una potencia de 200 W. (Ref. de Gonzalez & Hull, 1989. p. 1159)

	Bajos	Medianos	Altos
Cadencia (rpm.)	95	90	85
Longitud biela (L1) (mm.)	193	191	185
Angulo tubo sillín (θ) (°)	81.6	78.4	74.9
Altura sillín (L2) (mm.)	696	773	858
Posición pie (L3) (mm.)	130	143	156
Función de costo (N2 m2)	41.481	48.053	58.442
Cadencia (rpm.)	100	95	90
Longitud biela (L1) (mm.)	182	178	173
Angulo tubo sillín (θ) (°)	80.7	77.6	74.5
Altura sillín (L2) (mm.)	705	784	868
Posición pie (L3) (mm.)	130	143	156
Función de costo (N2 m2)	40.560	47.982	57.176
Cadencia (rpm.)	105	100	95
Longitud biela (L1) (mm.)	171	167	161
Angulo tubo sillín (θ) (°)	80	77	74
Altura sillín (L2) (mm.)	714	793	876
Posición pie (L3) (mm.)	130	143	156
Función de costo (N2 m2)	39.766	47.095	56.262
Cadencia (rpm.)	110	105	100
Longitud biela (L1) (mm.)	161	157	151
Angulo tubo sillín (θ) (°)	79.3	76.5	73.4
Altura sillín (L2) (mm.)	722	801	876
Posición pie (L3) (mm.)	130	143	156
Función de costo (N2 m2)	39.09	46.405	55.819

Gonzalez & Hull (1989) realizaron un estudio donde analizaron cinco factores que consideraron relevantes y dependientes con la aplicación de fuerzas sobre el pedal, llegando a la conclusión que el factor más importante era la cadencia de pedaleo, seguido de la longitud de biela, el ángulo del tubo del sillín, altura del sillín y, por último, la posición del pie sobre el pedal. En la figura 4 se ofrecen las acotaciones y en la tabla 2 los valores obtenidos, las combinaciones y el valor de su función de costo, relacionándolo con los parámetros antropométricos del ciclista. Según se desprende de los resultados expuestos por Gonzalez y Hull (1989), para un ciclista de talla media, la máxima eficacia corresponde a una cadencia de 115 rpm., una longitud de biela (L1) de 0.140 m., un ángulo de 75.7° del tubo del sillín (β) y, la altura del sillín (L2) más la longitud del brazo de la biela debe ser igual al 97% de la longitud de la pierna, medida hasta el trocánter.

Aunque Gonzalez & Hull (1989) no obtuvieron una significación relevante en relación con el momento del tobillo, Browning, Gregor & Broker (1988) mostraron que el momento del tobillo, aunque siendo casi enteramente flexor durante todo el ciclo de pedaleo, se incrementa considerablemente cuando el sillín se sitúa más bajo. En general se debe de considerar que una menor altura del sillín supone un incremento en la actividad muscular y especialmente del cuádriceps y bíceps femoral (Ericson y Col., 1985; Jorge & Hull, 1986; Desipres, 1974), lo que nos da base para decir que una mayor altura del sillín permite pedalear con mayor facilidad, sobre todo cuando se incrementa la actividad.

Han existido comentarios sobre las ventajas en la utilización de platos elípticos basados en la variación de los picos de fuerza y el ángulo de la biela. En general se puede decir que no existe evidencia que sugiera la utilización de platos elípticos. Los ciclistas profesionales y triatletas comentan que los platos elípticos entorpecen la mecánica de pedaleo cuando se utilizan cadencia altas (90 y 110 rpm.), aunque consideramos que estos platos pueden ser útiles incorporados en bicicletas de montaña, donde las cadencias de pedaleo suelen ser más bajas.

Finalmente, en la figura 5, se representa un esquema representativo de las fuerzas más significativas que actúan en ciclismo, así como su dependencia con los factores que las determinan.

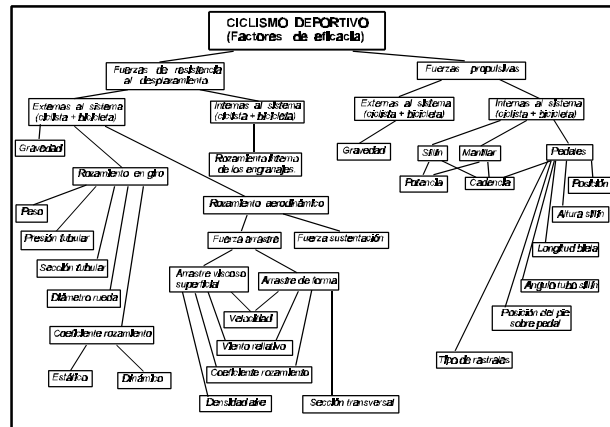


Figura 5 Relación entre los factores de eficacia que actúan en el ciclismo deportivo

REFERENCIAS

- Bolourchi, F. & Hull, M.L. (1985). Measurement of rider induced loads during simulated bicycling. *International Journal Sport Biomechanics*. 1. (308-329).
- Broker, J.P. & Gregor, R.J. (1990) A dual piezoelectric force pedal for kinetic analysis of cycling. *International Journal Sport Biomechanics*. 6. (394-403).
- Browning, R.C., Gregor, R.J., Broker, J.P. & Whiting, W.c. (1988). Effects of seat height changes on joint force and movements patterns in experienced cyclists. *Journal of biomechanics*. 21.
- Cavanagh, P.R. & Sanderson, D.J. (1986). *I be biomechanics of cycling studies of the pedalling mechanics of elite pursuit riders*. Ed: Science of cycling. Champaign II. Human Kinetics. (27-30)
- Davis, R.R. & Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II Analysis and results. *Journal of biomechanics*. 14, 857-872.
- Desipres, M. (1974). An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. *Biomechanics IV*. Ed: R.C. Nelson & Morehouse. Baltimore: University Park Press. (349-355)

- Dill, D. Seed, J. & Marzulli, F. (1954). *Energy expenditure in bicycle riding*. *Journal Applied Physiology*. 7:320.
- Ericson, M.O., Nisell, R. & Ekholm J. (1984). Varus and valgus loads on the knee joint during ergometer cycling. *Scandinavia Journal Sports Sciences*. 6. (39-45)
- Ericson, M.O., Nisell R., Alborelius, U.P. & Ekholm (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavia Journal Sports Sciences*.17. (53-61)
- Ericson, M.O., Bratt, A. Nisou, R. Nemeth, G. & Eicholm, J. (1986). Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. *Scandinavia Journal Sports Sciences*. 18. (165-162)
- Faria, I.E. & Cavanagh, P.R. (1978). *The Physiology and Biomechanics of Cycling*. New York: John Wiley and Sons.
- Gonzalez, H. & Hull, M.L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of biomechanics*. 22, 11, 1151-1161.
- Gross, A.C.; Kyle, C.R. & Malewicki, D.J. (1984). Aerodinámica de los vehículos terrestres de propulsión humana. *Investigación y ciencia*, 89, 82-91
- Gregor, R.J.; Komi, P.V.; Browning, R.C. & Jarvinen, M. (1991). A comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of biomechanics*. 24, 5, 287-297.
- Gregor, R.J.; Broker, J.P. & Ryan, M.S. (1991). The biomechanics of cycling. *Exercise and sport sciences reviews*. 19. (127-169).
- Hull, M.L. & Davis, R.R. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling. Instrumentation. *Journal of biomechanics*. 14. (843-855).
- Hull, M.L. & Jorge, M. (1985). A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *Journal of biomechanics*. 18. (631-644).
- Hull, M.L. & González, H. (1988). Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *Journal of biomechanics*. 21, 10. (839-849).
- Jorge, M. & Hull, M.L. (1986). Anakysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of biomechanics*. 19, 9, 683-694
- Kautz, S.A. & Hull, M.L. (1993). A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *Journal of biomechanics*. 26, 2 (155-165).

- Kyle, C.R. (1989). The aerodynamics of handlebars and helmets. *Cycling Science*. 1, 22-25.
- Kyle, C.R. (1990). Wind tunnel tests of bicycle wheels and helmets. *Cycling Science*. 2, 27-30.
- LaFortune, M.A. (1986). Cycling from a biomechanical perspective. *Sport Sciences Medicine*. 2. (8-10).
- McCormick, M. (1993). Seeking perfection with the force pedal. *Velo-news*. 8, 62-65.
- McCoy, R. W. (1989). *The effect of varying seat position on knee loads during cycling*. Dissertation. University of Southern California. Los Angeles.
- Redfield, R. & Hull, M.L.(1986,a). On the relation between joint moments and pedalling rates constant power in bicycling. *Journal of biomechanics*. 19, 4. (317-329).
- Redfield, R. & Hull, M.L.(1986,b). Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods. *Journal of biomechanics*. 19, 7. (523-540).
- Soden, P.D. & Adeyefa, B.A. (1979). Forces applied to a bicycle during normal cycling. *Journal of Biomechanics*. 12. (527-541).
- Whit, F.R. & Wilson, D.G. (1974). *Bicycling Science*. Cambridge: MIT Press.