



Tesina de Grado
Licenciatura en Ciencias Biológicas
Profundización Biofísica

**COMPARACIÓN DE LA RIGIDEZ VERTICAL Y
RIGIDEZ DE LA PIERNA EN DOS VELOCIDADES DE
CARRERA A TRAVÉS DE UN ABORDAJE
CINEMÁTICO**

Valentina Silva Pereyra

Orientador: Dr. Gabriel Fabrica

Unidad de investigación en biomecánica de la locomoción humana, Hospital de
Clínicas, Facultad de Medicina
Montevideo, Uruguay

2012

Agradecimientos

A la primer persona que quiero agradecer es a Germán quien estuvo acompañándome los últimos años de la carrera no solo en lo académico sino también en lo personal. Gracias Peque por regalarme tu amistad.

A Gabriel, el tutor, por su paciencia, constante apoyo y buena onda. A los demás integrantes del laboratorio que han hecho esta pasantía posible, gracias a sus pequeñas y grandes contribuciones: Patricia, Sabrina, Fernando y Gustavo.

A los amigos de Ciencias por convertir la facultad en un lugar de sueños y sonrisas: Lu N., Lu R., Hele, Coca, Euge, Gaby, Mari, Chinis, Nico, Pablito, Javi, Baloo, Raka, Cuba, Hernan, Brunito, Chiku. ¡Como supimos disfrutar de los escones de Hele, los mates de Coca, las colectas de Brunito, del difunto termo de canarias, de los tambores y de los interminables días en el fondo de la facultad!

Y como no puede faltar a la Familia: Má, Pá, Javi, Ceci y Tati; por darme ánimo y valentía ante lo que me ha parecido imposible. Gracias Mami por enseñarme a ser perseverante y mostrarme que las dificultades son solo aprendizaje.

Índice

Lista de símbolos y abreviaturas	I
Resumen	II
Introducción	1
Objetivos	4
○ Objetivo general.....	4
○ Objetivos específicos.....	4
Hipótesis	4
Material y métodos	4
○ Muestra.....	4
○ Protocolo experimental.....	4
○ Procesamiento de datos.....	8
○ Calculo de variables.....	11
○ Análisis estadístico.....	12
Resultados	12
Discusión	15
Bibliografía	21
Anexo	23

Lista de símbolos y abreviaturas

a_{max}	Aceleración máxima
CM	Centro de masa del cuerpo entero
cm_{inf}	Máximo desplazamiento del centro de masa de la unidad locomotora
cm_{sup}	Máximo desplazamiento del centro de masa de la unidad pasajero
F_{neta}	Fuerza neta
F_{max}	Fuerza máxima ejercida contra el suelo
Fr	Número de Froude
g	Aceleración gravitatoria
k	Constante de rigidez
K_{leg}	Rigidez efectiva de la pierna
K_{vert}	Rigidez vertical del centro de masa
L	Longitud del miembro inferior
m	Masa del cuerpo
Ml	Trayecto del marcador correspondiente al Maléolo lateral
Tm	Trayecto del marcador correspondiente al Trocánter mayor
v_1	Velocidad de transición marcha-carrera
v_2	Velocidad de progresión a 13 km/h
y	Longitud del resorte de acuerdo a su longitud natural
\ddot{y}	Aceleración neta
Δl	Máximo desplazamiento de la pierna
Δy	Máximo desplazamiento vertical del centro de masa el cuerpo entero

Resumen

Existen varias formas de estimar la rigidez durante la carrera, entre estas se encuentran: rigidez vertical del sistema (K_{vert}) y rigidez de la pierna (K_{leg}). En este trabajo se evaluaron dichos valores de rigidez a dos velocidades de carrera. La población de estudio estuvo constituida por nueve velocistas (edad: $20,0 \pm 1,58$ años; masa: $70,90 \pm 3,47$ Kg), los cuales corrieron sobre una cinta rodante a la velocidad de transición marcha-carrera y a 13 Km.h^{-1} . Los datos fueron registrados utilizando cuatro cámaras de video con una frecuencia de 25 cuadros/segundo con el fin de llevar a cabo una reconstrucción 3D. Se encontró que K_{vert} aumenta con el incremento de la velocidad, mientras que K_{leg} permanece constante. Respecto a los parámetros considerados en el cálculo de ambas, tanto la fuerza máxima como el desplazamiento vertical del centro de masa y el desplazamiento de la pierna incrementaron frente al ascenso de la velocidad de carrera. Se concluyó que K_{vert} y K_{leg} no aportan información equivalente dado que presentan comportamientos diferentes al variar la velocidad de progresión. K_{leg} refleja el real comportamiento de la unidad locomotora encargada mayormente de la ejecución del gesto motor, mientras K_{vert} es una estimación más genérica. Por esta razón al optar por una u otra, se debe prestar especial atención en los objetivos del estudio.

Introducción

Existen dos mecanismos básicos de locomoción humana: caminar y correr. Ambos tipos de locomoción pueden ser modelados físicamente, partiendo del supuesto de que el centro de masa del cuerpo (CM) se desplaza de forma de minimizar el costo energético (Margaria, 1976). La velocidad a la que se cambia el mecanismo de locomoción, es llamada velocidad de transición marcha-carrera (Alexander, 1989), esta velocidad es sumamente importante desde el punto de vista mecánico ya que representa el cambio de paradigma mecánico (Saibene y Minneti, 2003). Pero además esta baja velocidad es muy utilizada en ejercicios regenerativos, entradas en calor y en programas de rehabilitación.

En la carrera, el desplazamiento vertical del CM puede ser modelado desde el punto de vista mecánico como un sistema masa-resorte lineal que consta de una masa puntual sobre un resorte pasivo, sin rozamiento ni masa (Cavagna *et al.*, 1988; Blickhan, 1989; McMahon y Cheng, 1990). Asumiendo este modelo, la trayectoria vertical del CM durante el tiempo de contacto efectivo se rige según la siguiente ecuación:

$$m\ddot{y} = -ky - mg,$$

donde y representa la longitud del resorte de acuerdo a su longitud natural, k la constante de rigidez del resorte, g la aceleración gravitatoria, m la masa del cuerpo e \ddot{y} la aceleración neta el cuerpo.

La trayectoria del cuerpo es una oscilación vertical que se produce por arriba y por debajo del punto de equilibrio determinado por la igualdad entre las magnitudes fuerza ejercida contra el suelo (ky) y fuerza peso (mg). (Blickhan, 1988), cuando la primera es mayor a la segunda es que queda definido el tiempo de contacto efectivo (Cavagna *et al.*, 1988).

La rigidez (k) puede ser definida como la resistencia de un objeto a cambiar su longitud (McMahon y Cheng, 1990; Brughelli y Cronin, 2008), o la relación entre tensión y deformación de un cuerpo (Cavagna *et al.*, 1988). Aunque en las estructuras biológicas la k puede ser estimada a distintos niveles, tales como fibras musculares (Fukunaga *et al.*, 2000), unidades musculotendinosas (Fukashiro *et al.*, 1995), la k considerada en el modelo masa-resorte aplicado al estudio de la carrera refleja el comportamiento del conjunto de las estructuras que conforman todo el cuerpo principalmente los miembros inferiores (Cavagna *et al.*, 1988; McMahon y Cheng, 1990; Farley *et al.*, 1991; Kerdok *et al.*, 2002). La k a nivel de miembros inferiores es un importante parámetro que ha sido considerado para discutir respecto a varios aspectos asociados con el rendimiento y la eficiencia en la carrera en diferentes poblaciones de deportistas (Herzog, 2000).

Esta forma global de estimación, permite por ejemplo, discutir respecto a la eficiencia de la carrera de animales con diferentes forma y tamaño (Farley *et al.*, 1993).

Para el cálculo de k usualmente se requiere el pico de fuerza y una medida del grado de desplazamiento durante el apoyo. Estos parámetros se obtienen habitualmente a través de plataformas de fuerza, no obstante, algunos trabajos han usado registros de imágenes a través de videos, cinemetría (Luhtanen y Komi, 1980; Mero y Komi, 1986; Arampatzis *et al.*, 1999). Tanto la plataforma de fuerza como la cinemetría presentan ventajas y limitaciones para el análisis del movimiento en general. La plataforma de fuerza cuenta con la ventaja de tener una alta frecuencia de adquisición de datos, aproximadamente 1000 Hz, permitiendo una estimación más precisa de los parámetros necesarios para su determinación. Sin embargo, el número de pasos que se pueden registrar es limitado y se necesitan varias plataformas o una plataforma montada en una cinta rodante si se quiere analizar varios pasos, lo que resulta imposible para la mayoría de los laboratorios debido a su alto costo (Brughelli y Cronin, 2008). Además, con la plataforma de fuerza es dificultoso mantener la velocidad de progresión constante, requisito necesario en los ensayos que pretenden estimar k .

A diferencia de la plataforma de fuerza la cinemetría permite analizar un conjunto de pasos, estudiar en forma independiente cada miembro inferior y realizar experimentos con velocidad de carrera controlada cuando las pruebas son realizadas sobre una cinta rodante. No obstante, el análisis con cinemetría presenta algunas desventajas como tener una baja frecuencia de adquisición de datos con las cámaras habitualmente usadas (<120-240 Hz) (Brughelli y Cronin, 2008), además de la dificultad que presenta el proceso de digitalización en la mayoría de los casos.

En la bibliografía se presentan varias formas de estimar la k durante la carrera, entre estas se encuentran: rigidez vertical del sistema (K_{vert}) y rigidez de la pierna (K_{leg}) (Brughelli y Cronin, 2008). Ambas formas de estimación están basadas en el modelo masa-resorte (Cavagna *et al.*, 1988; Blickhan, 1989; McMahon y Cheng, 1990). Mientras que K_{vert} es definida como la fuerza máxima ejercida contra el suelo dividida por el desplazamiento vertical del CM durante la fase de contacto efectiva. K_{leg} es definida como la fuerza máxima dividida por el máximo desplazamiento de la longitud de la pierna durante el tiempo de contacto efectivo. De esta manera K_{vert} representa una k vertical efectiva del corredor y K_{leg} constituye una medida más aproximada de k del sistema musculo esquelético en la fase de apoyo durante la carrera (Kerdok *et al.*, 2002). El método usualmente adoptado para el cálculo de K_{leg} es el desarrollado por McMahon y Cheng (1990). En este, la fuerza vertical es medida directamente con registros dinamométricos.

El cambio en la longitud de la pierna que ocurre desde el inicio del contacto con el suelo hasta la mitad de dicha fase es estimado a partir del desplazamiento vertical del CM, la longitud de pierna y el ángulo de aterrizaje. A su vez, el ángulo es estimado a partir de la velocidad de progresión, del tiempo de contacto y de la longitud de pierna. De esta manera, este cálculo no contempla la deformación real del miembro inferior.

Dado que k influye en la tasa de desarrollo de fuerza, el almacenamiento y liberación de energía elástica y sobre variables cinéticas de la carrera (Brughelli y Cronin, 2008), es esperable que el valor de ambas k varíe con los cambios de velocidad de carrera. Se ha observado que K_{vert} aumenta con los incrementos de la velocidad de progresión de carrera (Cavagna *et al.*, 1988; Farley *et al.*, 1991), pero existen diversas posturas respecto a lo que ocurre con K_{leg} . Algunos autores han encontrado un aumento de K_{leg} en respuesta a un incremento de la velocidad (Arampatzis *et al.*, 1999), pero otros han obtenido resultados donde K_{leg} permanece constante (Farley *et al.*, 1993; Morin *et al.*, 2005). Esta diferencia puede deberse tanto a los abordajes experimentales que se utilizan para la estimación de las variables así como a la propia forma de cálculo (Brughelli y Cronin, 2008).

Dado que la fuerza máxima es la misma para ambas k y que dicha fuerza aumenta con la velocidad (Arampatzis *et al.*, 1999; Brughelli y Cronin, 2008), necesariamente para que K_{vert} aumente y K_{leg} quede constante durante velocidades de carrera bajas a moderadas debe existir una diferencia en los desplazamientos considerados para el cálculo en cada caso.

Un análisis detallado de estos aspectos podría realizarse considerando la influencia del movimiento de la parte superior del cuerpo en el cálculo de K_{vert} . Es útil entonces, entender el cuerpo conformado por una unidad locomotora y una unidad pasajero tal cual se establece en Perry y Burnfield (2010), siendo estas unidades integradas por cabeza, cuello, tronco, brazo, antebrazo y mano; por pies, piernas, muslos y cadera respectivamente.

Objetivo General

Comparar el comportamiento K_{vert} y K_{leg} , a través de un abordaje cinemático a dos velocidades bajas de carrera.

Objetivos específicos

Utilizar una forma de estimación de deformación efectiva de la pierna durante el apoyo para el cálculo de K_{leg} , de manera de contemplar únicamente la deformación asociada a las estructuras que componen el miembro inferior.

Analizar las implicancias de utilizar diferentes desplazamientos para el cálculo de la rigidez.

Evaluar la implicancia del movimiento de la parte superior del cuerpo (cabeza, miembros superiores y tronco) en el cálculo de K_{vert} para ambas velocidades.

Hipótesis

El aumento en la velocidad de carrera implicará un incremento tanto la rigidez vertical, K_{vert} , como la rigidez de la pierna, K_{leg} . Este incremento tendrá explicación en base a su forma de cálculo, explícitamente, a las variables utilizadas en los cocientes: el desplazamiento máximo del CM y la máxima longitud de la pierna.

Materiales y Métodos

Muestra

La población de estudio estuvo compuesta de nueve individuos del sexo masculino (edad: $20,0 \pm 1,58$ años; masa: $70,90 \pm 3,47$ Kg). Todos ellos corredores de velocidad con al menos dos años de experiencia continua en la disciplina.

Protocolo experimental

El estudio se realizó en el Gimnasio de Fisiatría del Hospital de Clínicas. Los voluntarios fueron informados acerca de las características y del objetivo del experimento y se les presentó un consentimiento informado aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina. Pos-

teriormente, los sujetos fueron vestidos con indumentaria de color negro ajustada al cuerpo y se les colocaron 18 marcadores de referencia (Figura 1). Los marcadores (esferas de poliamida de 2 cm de diámetro) se fijaron en puntos anatómicos de referencia a los cuales se les adjudicó un orden de identificación (Tabla 1).

Tabla 1. Orden de identificación de los marcadores de referencia.

Marcador (n)	Referencia Anatómica
1	Quinto metatarsiano derecho
2	Maléolo lateral derecho
3	Cóndilo femoral lateral derecho
4	Trocánter mayor derecho
5	Acromion derecho
6	Esfenoides derecho
7	Epicóndilo lateral derecho
8	Apófisis estiloides del radio derecho
9	Cabeza del tercer metacarpiano derecho
10	Quinto metatarsiano izquierdo
11	Maléolo lateral izquierdo
12	Cóndilo femoral lateral izquierdo
13	Trocánter mayor izquierdo
14	Acromion izquierdo
15	Esfenoides izquierdo
16	Epicóndilo lateral izquierdo
17	Apófisis estiloides del radio izquierdo
18	Cabeza del tercer metacarpiano izquierdo

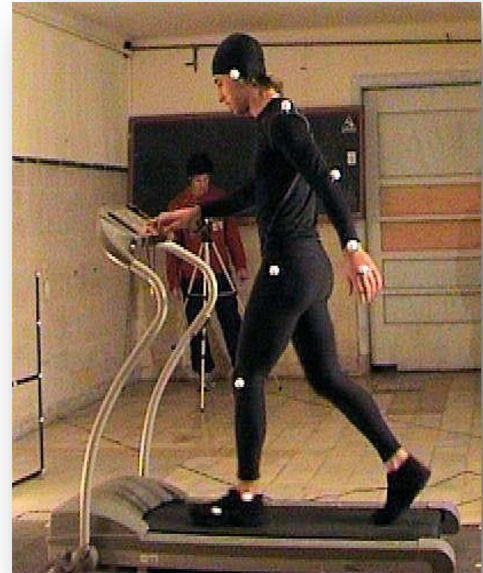


Figura 1. Sujeto vestido con indumentaria negra y con los marcadores (del 10 al 18) localizados. Vista del lado izquierdo.

Luego de un calentamiento de diez minutos que consistió en trote suave y ejercicios de flexibilidad, se les solicitó a los individuos correr diez minutos sobre la cinta a dos velocidades diferentes. Durante los primeros cinco minutos los individuos corrieron a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1) correspondiente a un número de Froude (Fr) de 0,5 (Alexander, 1989) la cual fue determinada previamente para cada individuo. Definiendo el número de Fr como:

$$Fr = \frac{v_1^2}{g \cdot L},$$

tomando $Fr=0.5$, se tiene que la velocidad de progresión v es:

$$v_1 = \sqrt{0,5 \cdot g \cdot L}$$

siendo g la aceleración de la gravedad y L la longitud del miembro inferior medida desde el trocánter mayor hasta el suelo. La media de esta velocidad fue de $7,70 \pm 0,16 \text{ Km.h}^{-1}$ ($2,14 \pm 0,045 \text{ m.s}^{-1}$).

En los 5 minutos restantes los voluntarios corrieron a una velocidad (v_2) de 13 km.h^{-1} ($3,61 \text{ m.s}^{-1}$), velocidad a la cual existe una teoría de que los elementos contráctiles de la unidad musculo-tendinosa actúan de forma isométrica (Cavagna *et al.*, 2010), además la velocidad libremente seleccionada esta en el entorno de este valor en la mayoría de las personas (Polero, 2011).

Para la obtención de las imágenes se utilizaron cuatro cámaras de video Sony DCR-H28E (frecuencia de 25 cuadros/s) ubicadas sobre trípodes UNOMAT SVA 950. Las cámaras fueron ubicadas en relación a la cinta de la manera que muestra la figura 2.

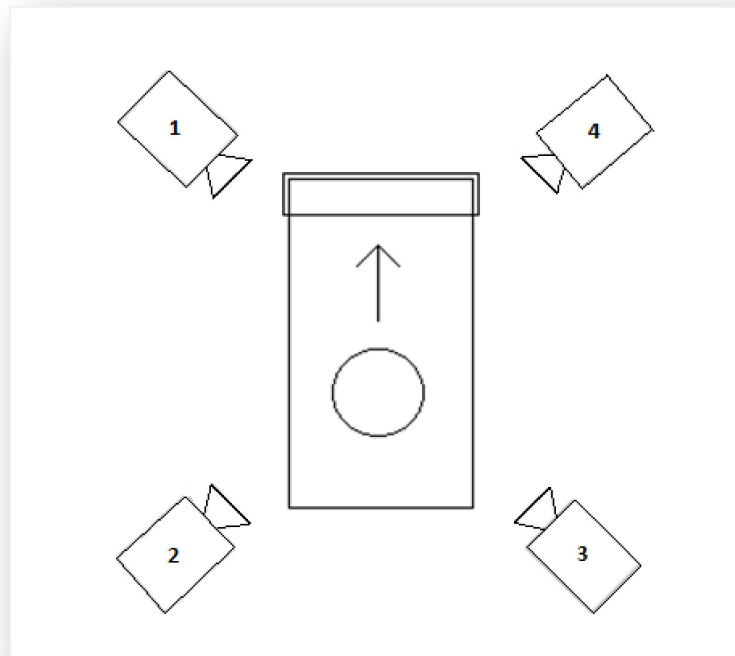


Figura 2. Esquema de posicionamiento de las cámaras. Las cámaras 1 y 2 permiten ver al sujeto desde el plano sagital izquierdo, y las cámaras 3 y 4 permiten verlo desde el plano sagital derecho. La flecha indica el sentido de progresión del sujeto.

Luego que los sujetos finalizaron los 10 minutos de carrera se filmó una estructura metálica (calibrador) constituida por 12 marcadores de coordenadas conocidas. El calibrador tiene el objetivo de determinar un volumen de filmación, además define el origen de un sistema de coordenadas con tres ejes ortogonales entre sí: X (que coincide con la línea de progresión del sujeto), Y (vertical) y Z (transversal).

El diseño experimental fue pensado con el fin de cumplir con los principios básicos de cinemetría necesarios para una correcta reconstrucción 3D. El primer principio es llamado condición de co-linealidad; éste requiere que un punto de un objeto y su imagen correspondiente se conecten a través de una línea recta que pasa por el punto focal. Si esta condición se cumple es posible aplicar relaciones geométricas para determinar la posición espacial de los marcadores (Figura 3).

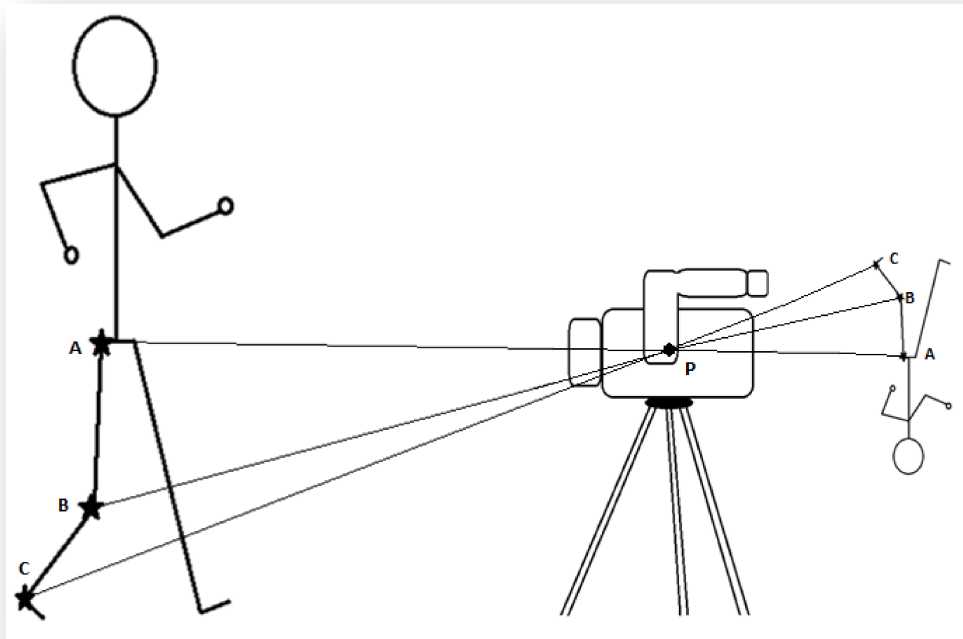


Figura 3. Esquema del principio de co-linealidad, necesario para la reconstrucción 3D. Muestra como los puntos A, B y C del objeto se corresponden con los puntos A, B y C de la imagen a través de una línea recta, cada línea pasa por el punto focal P de la cámara.

El segundo principio básico para la reconstrucción tridimensional a partir de secuencias de imágenes es la condición co-planar. Esta condición consiste en que un punto A de un objeto, sus respectivas imágenes a_1 y a_2 , así como también los puntos focales (f_1 y f_2) de las cámaras deben conformar un plano común (Figura 4) (Allard *et al.*, 1995).

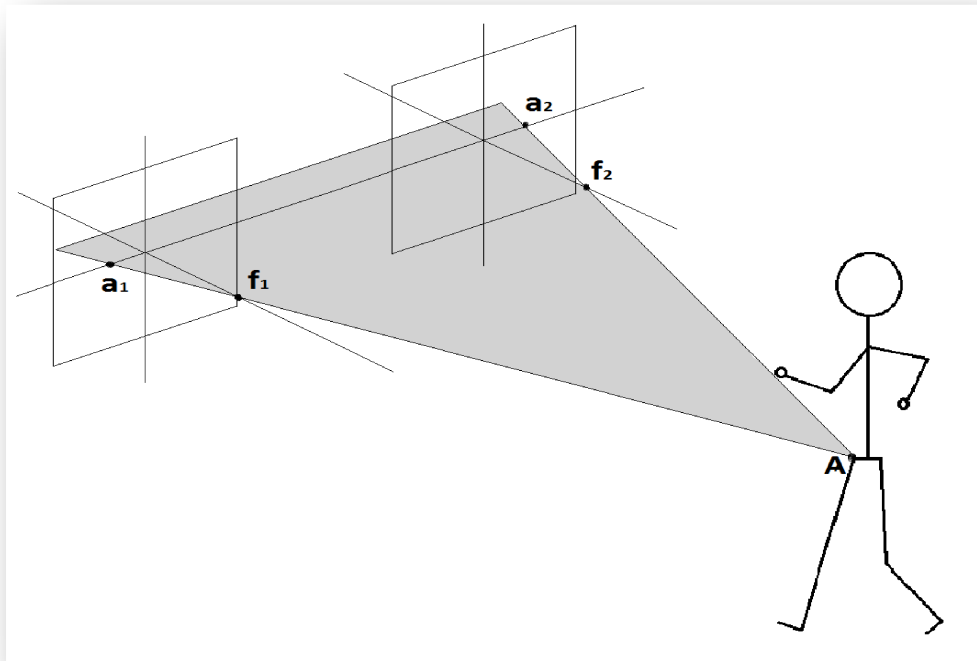


Figura 4. Esquema de la condición co-planar para la reconstrucción 3D. Muestra como el marcador A ubicado en el objeto, su correspondiente imagen (a_1 y a_2) y punto focal (f_1 y f_2) en cada cámara conforman un mismo plano representado en color gris.

Para que ambas condiciones puedan cumplirse los parámetros de las cámaras (distancia focal, zoom) se mantuvieron constantes durante la filmación de cada individuo. Luego las imágenes obtenidas durante la filmación fueron capturadas con el programa Virtual Dub-MPEG2.1.6.19[©] (*Software libre*).

Procesamiento de datos

El procesamiento de datos abarca desde la identificación de las coordenadas de los marcadores en la pantalla (digitalización) hasta la obtención de una matriz con las coordenadas espaciales (X, Y, Z) de los 18 marcadores colocados en el individuo (reconstrucción). Para llevar a cabo este proceso se utilizó el programa Dvideow 6.3 (*Digital for Video for Biomechanics Windows 32 bits*, Laboratorio de Instrumentación para Biomecánica Universidad de Campinas). Este programa permite visualizar imágenes de video capturadas y separar los campos de imágenes, por lo tanto la frecuencia real con la que se trabajó fue de 50 cuadros/s. Las imágenes obtenidas por cada cámara fueron sincronizadas a través del registro de sonido en este programa (Figura 5).



Figura 5. Cuadros de sincronismo de las cámaras 1, 2, 3 y 4. Se observa la señal sonora que permite la identificación de los cuadros de sincronismo.

Luego de la sincronización de las cámaras se procedió a la identificación de las secuencias a digitalizar, las cuales constaron de diez ciclos de paso para cada individuo en cada velocidad. Se consideró como inicio del ciclo de paso el cuadro en cual el pie izquierdo de los sujetos toma

contacto con la cinta y el final de un ciclo de paso se estableció en el cuadro en el cual el pie izquierdo toma contacto con la cinta nuevamente.

El objetivo del proceso de digitalización es determinar las coordenadas de cada marcador cuadro a cuadro, manteniendo la identidad de los mismos durante una secuencia determinada y para cada cámara. Cada imagen que se visualiza en la pantalla de una computadora está formada por una matriz de píxeles. Cada píxel tiene coordenadas x e y , por lo tanto en una serie de imágenes ordenadas secuencialmente es posible el seguimiento de un marcador estableciendo esas coordenadas para cada imagen.

Luego de la digitalización de las secuencias, tuvo lugar el proceso de calibración. Como resultado del proceso de calibración se obtuvieron parámetros de transformación que permiten convertir la información que aportan las coordenadas de imagen (x,y) de cada cámara en información tridimensional (coordenadas espaciales X, Y, Z). El procedimiento comúnmente usado para la calibración (y el usado en este trabajo) se conoce con el nombre de DLT (*Direct Linear Transformation*), este aplica una serie de ecuaciones para cuantificar los parámetros de transformación (Allard *et al.*, 1995).

Para obtener un archivo de calibración se obtuvieron las coordenadas x e y de los 12 marcadores ubicadas en el calibrador, se cargo un archivo .TXT con las coordenadas espaciales de esos marcadores y se creó un archivo de calibración que fue guardado y posteriormente utilizado en el proceso de reconstrucción 3D.

El objetivo del proceso de reconstrucción es la obtención de las coordenadas espaciales (X, Y, Z) cuadro a cuadro de cada marcador a partir de las coordenadas de imagen (x,y) obtenidas a

$$\begin{pmatrix} X_{11} & Y_{11} & Z_{11} & X_{12} & Y_{12} & Z_{12} & \cdots & X_{1n} & Y_{1n} & Z_{1n} \\ X_{21} & Y_{21} & Z_{21} & X_{22} & Y_{22} & Z_{22} & \cdots & X_{2n} & Y_{2n} & Z_{2n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ X_{m1} & Y_{m1} & Z_{m1} & X_{m2} & Y_{m2} & Z_{m2} & \cdots & X_{mn} & Y_{mn} & Z_{mn} \end{pmatrix}$$

Figura 6. Matriz, M_{mn} , donde m el número de cuadros digitalizados y n el número de marcadores digitalizados. Contiene las coordenadas espaciales X, Y, Z cuadro a cuadro de cada marcador.

partir de las cuatro cámaras. Como resultado de este proceso se obtuvo una matriz, M_{mn} , (Figura 6) donde m representa el número de cuadro digitalizado, n el número del marcador digitalizado y; X, Y, Z las coordenadas espaciales de cada marcador cuadro a cuadro de toda la secuencia. De forma que tres columnas sucesivas de la matriz representan las tres coordenadas espaciales para un marcador y el número de cuadros digitalizados, corresponde al número de fila.

Calculo de variables

La matriz obtenida durante la reconstrucción fue importada al *software* MatLab ® R2007b para filtrar los datos y realizar los cálculos de las variables K_{vert} , K_{leg} , centro de masa de la unidad pasajero y centro de masa de la unidad locomotor. Para tales efectos se desarrollo una rutina la cual se presenta en el anexo.

El filtro utilizado fue un butterworth, de orden 3, la frecuencia de corte seleccionada fue de 6 Hz (Fabrica, 2011).

Se calcularon los centros de masa parciales de los segmentos corporales: pie, pierna, muslo, mano, antebrazo, brazo, tronco y cabeza; según las relaciones antropométricas de Zartiosky (2002). Posteriormente se procedió al cálculo del CM del sistema entero en todos los cuadros; del sistema conformado por: manos, antebrazos, brazos, tronco y cabeza; y del sistema formado por: pies, piernas y muslos; ambos últimos también cuadro a cuadro. Se obtuvo así el desplazamiento del CM, de la unidad pasajero y de la unidad locomotora, respectivamente.

Derivando el desplazamiento del CM se obtuvo la velocidad CM, con una segunda derivada se obtuvo la aceleración del CM y multiplicando esta última por la masa del sujeto se calculó la F_{neta} .

El tiempo de contacto efectivo, durante el cual la fuerza contra el piso es mayor que la fuerza peso, se determino a partir de la fuerza neta, ya que: $F_{neta} = m\ddot{y} = -ky - mg$. Entonces cuando $m\ddot{y} = 0$, $ky = -mg$. Es decir, la fuerza elástica es igual y opuesta a la fuerza peso.

La rigidez vertical del sistema es calculada durante la fase de contacto efectiva de acuerdo a de la relación: $K_{vert} = \frac{F_{max}}{\Delta y}$, donde Δy es el máximo desplazamiento vertical del CM y F_{max} es la fuerza máxima ejercida contra el suelo. Para comparar entre individuos, K_{vert} es normalizada por la masa. Dado que $F_{max} = a_{max} \cdot m$, entonces $\frac{K_{vert}}{m} = \frac{a_{max}}{\Delta y}$.

La rigidez de la pierna es calculada a través de la ecuación $K_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta l}$, durante el tiempo de contacto efectivo, donde Δl es el máximo desplazamiento de la pierna medido desde el maléolo externo hasta el trocánter mayor. Δl se obtuvo por Pitágoras: $\Delta l = \sqrt{Tm^2 - Ml^2}$, siendo Tm el trayecto del marcador correspondiente al Trocánter mayor y Ml el trayecto del marcador correspondiente al Maléolo lateral. Para su comparación con K_{vert} , K_{leg} fue normalizada dividiéndola sobre m .

Se calculó también los máximos desplazamientos verticales del CM de la unidad pasajero ($cmsup$) y de la unidad locomotora ($cminf$).

Análisis estadístico

Para el análisis estadístico se utilizó el software SPSS Statistics 17.0. Se evaluó si existen diferencias significativas para: $K_{vert} v_1 - K_{vert} v_2$, $K_{leg} v_1 - K_{leg} v_2$; y entre $K_{vert} - K_{leg}$ en v_1 y $K_{vert} - K_{leg}$ en v_2 . Así también como en: $\Delta y v_1 - \Delta y v_2$, $\Delta l v_1 - \Delta l v_2$, $cmsup v_1 - cmsup v_2$, $cminf v_1 - cminf v_2$ y en $F_{max} v_1 - F_{max} v_2$ mediante test de t de medidas pareadas.

Resultados

La tabla 2 presenta los valores medios encontrados para K_{vert} y K_{leg} a v_1 y a v_2 para $n=9$. Como se esperaba según la hipótesis, K_{vert} aumenta significativamente con el incremento en la velocidad de carrera ($p=0$). Mientras que K_{leg} no presentó cambios significativos cuando se incremento la velocidad desde v_1 hasta v_2 ($p=0,093$). Además, los valores de K_{vert} y K_{leg} fueron significativamente distintos tanto en v_1 ($p=0,005$) como en v_2 ($p=0,002$), siendo siempre mayor K_{leg} ante K_{vert} .

Tabla 2. Valores de rigidez vertical (K_{vert}), rigidez de la pierna (K_{leg}), media y desvío estándar (SD) a la velocidad transición marcha-carrera (v_1) y a 13 Km/h (v_2), para nueve individuos ($n=9$).

n	$K_{vert} v_1$ (N.m ⁻¹)	$K_{vert} v_2$ (N.m ⁻¹)	$K_{leg} v_1$ (N.m ⁻¹)	$K_{leg} v_2$ (N.m ⁻¹)
1	221,703	244,220	347,747	352,128
2	208,005	245,033	321,386	274,123
3	207,059	266,059	214,349	265,325
4	211,599	259,294	277,561	270,981
5	282,460	311,556	298,036	521,369
6	231,399	287,862	321,827	403,879
7	216,162	285,472	376,670	457,354
8	241,731	290,658	443,811	468,453
9	218,361	278,640	229,425	258,795
Media \pm SD	262,50 \pm 23,78	274,31 \pm 22,47	314,53 \pm 71,32	363,60 \pm 102,2

Respecto a los parámetros considerados para el cálculo de K_{vert} y K_{leg} , el valor medio de F_{max} (tabla 3) aumentó significativamente ante el ascenso de la velocidad de carrera ($p=0$). También se encontró un cambio significativo en los valores medios de Δy con el cambio de la velocidad ($p=0,013$), como se exhibe en la tabla 4. Además se halló, como se muestra en la tabla 5, un aumento en los valores promedios de Δl ante el incremento de la velocidad ($p=0,024$).

Tabla 3. Valores de fuerza máxima (F_{max}), su media y desvío estándar (SD) a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1) y a la velocidad de 13 Km/h (v_2), para nueve individuos ($n=9$). El asterisco (*) indica diferencia significativa.

n	$F_{max} v_1(N)$	$F_{max} v_2(N)$
1	1087,001	1246,242
2	1092,630	1236,439
3	841,700	1207,000
4	913,021	1167,212
5	1069,024	1426,023
6	1031,370	1473,324
7	998,063	1382,658
8	1081,134	1481,741
9	1095,808	1482,147
Media \pm SD	1023,30 \pm 90,42	* 1344,75 \pm 129,49

Tabla 4. Valores del máximo desplazamiento vertical del centro de masa del cuerpo entero (Δy), su media y desvío estándar (SD) a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1) y a la velocidad de 13 Km/h (v_2) para nueve individuos ($n=9$). El asterisco (*) indica diferencia significativa.

n	$\Delta y v_1(m)$	$\Delta y v_2(m)$
1	0,071	0,074
2	0,076	0,073
3	0,058	0,065
4	0,062	0,064
5	0,052	0,066
6	0,067	0,076
7	0,069	0,072
8	0,059	0,067
9	0,066	0,070
Media \pm SD	0,064 \pm 0,07	* 0,068 \pm 0,04

Por otra parte, cuando se comparó $cmsup$ ($p=0,027$) y $cminf$ ($p=0,005$) en ambas velocidades (Tabla 6 y 7), se encontró que aumentaron durante el tiempo de contacto efectivo con el incremento en la velocidad de carrera.

Tabla 5. Valores del máximo desplazamiento de la pierna (Δl), su media y desvío estándar (SD) a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1) y a la velocidad de 13 Km/h (v_2), para nueve individuos ($n = 9$). El asterisco (*) indica diferencia significativa.

n	$\Delta l v_1$ (m)	$\Delta l v_2$ (m)
1	0,046	0,052
2	0,050	0,066
3	0,057	0,065
4	0,048	0,062
5	0,050	0,051
6	0,048	0,055
7	0,040	0,046
8	0,032	0,042
9	0,063	0,076
Media \pm SD	0,043 \pm 0,008	* 0,056 \pm 0,011

Tabla 6. Valores del máximo desplazamiento vertical del centro de masa de la unidad pasajero ($cmsup$), su media y desvío estándar (SD) a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1) y a la velocidad de 13 Km/h (v_2), para nueve individuos ($n = 9$). El asterisco (*) indica diferencia significativa.

n	$cmsup v_1$ (m)	$cmsup v_2$ (m)
1	0,054	0,054
2	0,057	0,055
3	0,043	0,046
4	0,045	0,046
5	0,041	0,050
6	0,051	0,057
7	0,053	0,056
8	0,044	0,049
9	0,049	0,051
Media \pm SD	0,049 \pm 0,006	* 0,052 \pm 0,001

Tabla 7. Valores del máximo desplazamiento vertical del centro de masa de la unidad locomotor (*cminf*), su media y desvío estándar (SD) a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1) y a la velocidad de 13 Km/h (v_2), para nueve individuos ($n=9$). El asterisco (*) indica diferencia significativa.

n	<i>cminf</i> v_1 (m)		<i>cminf</i> v_2 (m)
1	0,017		0,021
2	0,057		0,055
3	0,015		0,019
4	0,045		0,046
5	0,041		0,046
6	0,016		0,019
7	0,053		0,056
8	0,015		0,019
9	0,049		0,051
Media \pm SD	0,034 \pm 0,019	*	0,037 \pm 0,017

Discusión

El cambio en k de miembros inferiores con la velocidad de carrera es un aspecto de gran interés en el campo de la biomecánica (Butler *et al.*, 2003; Brughelli y Cronin, 2008). En este trabajo se utilizó un abordaje cinemático para estimar K_{vert} y K_{leg} en dos velocidades bajas de carrera.

La poca cantidad de estudios existentes que han evaluado k en bajas velocidades de carrera dificulta la discusión de los valores obtenidos en este trabajo. Concretamente, no se encontraron investigaciones anteriores donde se calcule k a la velocidad de transición marcha-carrera (v_1), aunque si hay algunas referencias para velocidades cercanas. Esta velocidad muy baja de carrera, resulta de interés porque es cercana a las habitualmente utilizadas en situaciones como una entrada en calor o en ejercicios regenerativos. Los valores encontrados para K_{vert} durante v_1 (tabla 2) fueron menores a los reportados por Farley y González (1996), quienes utilizaron una velocidad de $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y encontraron valores de K_{vert} alrededor de $400 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$. Por su parte, en el único trabajo presente en la literatura, donde al igual que aquí, se usó cinemetría para la estimación de k , se obtuvieron valores para K_{vert} entorno a $375 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$ (Arampatzis *et al.*, 1999).

Los valores obtenidos para K_{vert} durante v_2 (tabla 2) también resultaron ser menores a los reportados habitualmente en la bibliografía. Arampatzis *et al.* (1999) obtuvieron valores de K_{vert} entorno a $435 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$. Mientras que Morin *et al.* (2005) realizaron experimentos con un

abordaje dinamométrico a velocidades mayores de $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y obtuvieron valores de K_{vert} de aproximadamente $355 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$.

Existen diversas posibilidades para explicar las diferencias entre los valores encontrados y los reportados en investigaciones precedentes. Una primera causa podría estar en los valores obtenidos para los parámetros que permiten el cálculo de K_{vert} , o sea, una disminución en el pico de fuerza y/o un aumento en el desplazamiento del centro de masa. Este aspecto será considerado más adelante al discutir los respectivos valores obtenidos. Otra posibilidad es que existan diferencias en las características mecánicas de las poblaciones consideradas en cada estudio. En este trabajo la población estuvo constituida por velocistas, en el trabajo de Morin *et al.* (2005) se trató de una población de estudiantes de educación física, y en Arampatzis *et al.* (1999) así como Farley y González (1996) se trató de atletas pero no se detalla el/los tipos de disciplina que estos participaban. En una tesis de maestría recientemente defendida en el marco del programa PE-DECIBA (Polero, 2011) se encontró que los valores de K_{vert} para velocistas resultaron mayores que para fondistas en velocidades entre 8 y $9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. No obstante, en abordajes donde se mide directamente k de las estructuras pasivas de miembros inferiores a bajas velocidades, se establece que los velocistas presentan estructuras menos rígidas que los fondistas y que la población normal (Fukunaga *et al.*, 2000). Aunque en este último caso se habla de k a otro nivel y en bajas velocidades la rigidez depende en forma importante de la deformación del músculo. Los resultados obtenidos en este trabajo concuerdan con lo expresado por Fukunaga *et al.* (2000), en el sentido de que estructuras pasivas más compliantes permitirían mayor desplazamiento articular, aumentando Δy , y por tanto haciendo menor el valor de K_{vert} .

Por su parte, los valores obtenidos para K_{leg} (tabla 2) durante v_2 fueron semejantes a los publicados por Arampatzis *et al.* (1999) cuyo valor estuvo en torno a $320 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$. No obstante, resultaron ser mayores a los reportados por Morin *et al.* (2005) y por Farley y González (1996) cuyos valores medios fueron $130 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$ y $135 \text{ N}\cdot\text{m}^{-1}$ respectivamente.

La diferencia sustancial entre los trabajos mencionados radica en la metodología utilizada para la estimación de F_{max} y Δl . Mientras que el presente trabajo y el de Arampatzis *et al.* (1999) miden directamente Δl a la vez que F_{max} es estimada a partir de Δy , Morin *et al.* (2005) así como Farley y González (1996) utilizan el cálculo teórico propuesto por McMahon y Cheng (1990) para determinar Δl pero miden la fuerza en forma directa. Según Arampatzis *et al.* (1999) la forma de cálculo McMahon y Cheng (1990) conduce a una sobreestimación de Δl . Esto explicaría las diferencias en los resultados obtenidos. Por otra parte, los altos valores de K_{leg} encontrados en presente estudio también pueden estar asociados con el grado de deformación que

sufre la cinta de correr durante cada apoyo. Varias investigaciones han hallado que K_{leg} tiende a ser mayor en suelos menos rígidos durante la carrera (Ferris y Farley, 1998; Kerdok *et al.*, 2002) y el salto (Ferris y Farley, 1997).

A diferencia de lo reportado en análisis previos (Farley y González, 1996; Arampatzis *et al.*, 1999; Morin *et al.*, 2005), a las velocidades consideradas, se encontraron valores mayores para K_{leg} que para K_{vert} . Esto podría en parte ser explicado en base a k de la cinta, ya que a diferencia de lo que ocurre con K_{leg} , K_{vert} se mantiene constante ante los cambios en k de la superficie de apoyo (Ferris y Farley, 1998; Kerdok *et al.*, 2002).

Respecto a los cambios de k con la velocidad de progresión, ha sido bien establecido en la literatura, tanto en humanos (Butler *et al.*, 2003) como en otros animales (Cavagna *et al.*, 1988; McMahon y Cheng, 1990; Farley *et al.*, 1993), que K_{vert} incrementa cuando la velocidad de carrera aumenta. Esta tendencia ampliamente aceptada fue confirmada en el presente estudio.

Por su parte, la ausencia de cambio de K_{leg} observado en este trabajo ante el incremento de la velocidad, está también mayormente respaldado en la bibliografía (McMahon y Cheng, 1990; Farley *et al.*, 1993; Farley y González, 1996). Una excepción a esta postura general se encuentra en el trabajo de Arampatzis *et al.* (1999) quienes indican que K_{leg} aumenta con la velocidad. No obstante, si se observa la figura 1 de ese artículo, se puede ver que dicho aumento no se da en el rango de velocidades más bajas consideradas en dicha publicación, además v_1 es menor a la velocidad más baja contemplada en ese trabajo. Respecto a este incremento en K_{leg} , en una tesis de maestría que tuvo como objetivo analizar cambios de k con fatiga (Fisher, 2010) se menciona que esta discrepancia podría deberse a que Arampatzis *et al.* (1999) calcula Δl considerando la variación desde el marcador de la cadera al de la rodilla y entre el marcador de la rodilla y el del tobillo, mientras que tanto en Fisher (2010) como en el presente trabajo, Δl se considera tomando en cuenta los marcadores correspondientes al trocánter mayor y al maléolo lateral.

El método de McMahon y Cheng (1990) para calcular K_{leg} habitualmente utilizado, implica una aproximación teórica donde se considera $\Delta l = \Delta y + L_o(1 - \cos \theta)$, donde L_o corresponde a la longitud de la pierna al momento del contacto con el suelo y θ es el ángulo barrido por la pierna desde el contacto con el suelo hasta el punto más bajo del desplazamiento vertical. La razón por la cual K_{leg} se mantiene constante al aumentar la velocidad de progresión es que durante el contacto con el suelo, la pierna recorre un mayor θ a la vez que Δy aumenta, de forma que Δl crece. Como F_{max} también crece (tabla 3), K_{leg} se mantiene constante. (McMahon y Cheng, 1990; Farley *et al.*, 1993). Aunque esa tendencia fue la observada en este trabajo, constituye una de las pocas veces que se observa esto utilizando una medida real de cambio de longi-

tud de la pierna. El otro trabajo donde se observa es el de Fisher (2010), donde se usó la misma forma de estimación de K_{leg} . Los resultados al utilizar una medida directa de la deformación de la pierna podrían estar reflejando el verdadero comportamiento de las estructuras que componen los segmentos de miembros inferiores durante el apoyo al cambiar la velocidad.

En cuanto a los valores de F_{max} alcanzados resultaron ser menores a los reportados en la literatura en ambas velocidades. A velocidad de $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ empleada por Farley y González (1996) obtuvieron registros alrededor de 1625 N y por Arampatzis *et al.* (1999) con registros de aproximadamente 1935 N. A $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, Arampatzis *et al.* (1999) obtuvieron valores cercanos a 2180 N. Esta diferencia en los valores de fuerza, posiblemente debido al abordaje metodológico utilizado, explica que los valores de K_{vert} hayan sido menores a los reportados en la bibliografía como fue mencionado más arriba en esta discusión. El aumento de F_{max} con el incremento de la velocidad de progresión fue el esperado según discutido en trabajos anteriores (Blickhan, 1989; McMahon y Cheng, 1990; Farley *et al.*, 1993; Arampatzis *et al.*, 1999).

Con respecto a los valores de Δy (tabla 4) obtenidos para v_1 , estos fueron mayores a los presentados por Farley y González (1996) quienes determinaron valores de 0,05m y fueron semejantes a los de Arampatzis *et al.* (1999) (0,06m). En cuanto a los valores para v_2 , fueron mayores que los reportados por Arampatzis *et al.* (1999) (0,06m). De esta forma, al igual que F_{max} , Δy contribuye a que los valores de K_{vert} fueran menores a los reportados. Los cambios de Δy con la velocidad se dieron en sentido opuesto a los esperados según los datos bibliográficos previos. En este trabajo Δy aumentó con el crecimiento de la velocidad, cuando habitualmente se reporta como decreciente (McMahon y Cheng, 1990; Arampatzis *et al.*, 1999; Cavagna, 2010). Este último aspecto, no implica una incongruencia con los antecedentes, si se considera que v_1 no se encuentra contemplada en los trabajos anteriores. De esta manera, el ajuste a una recta lineal decreciente que presentan Arampatzis *et al.* (1999) no necesariamente debe cumplirse al considerar velocidades menores al rango considerado por esos autores. En el trabajo de Fisher (2010) donde las menores velocidades usadas fueron de $2,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, se observa una tendencia, no significativa, de crecimiento en Δy hasta alcanzar un máximo a $3,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ que luego vuelve a disminuir. Podría estar ocurriendo que a velocidades tan bajas como v_1 , la técnica de carrera tenga importantes diferencias y se estén reflejando sobre Δy . Esta idea hace particularmente interesante la realización de nuevos estudios en velocidad de transición.

En cuanto a Δl (tabla 5), los valores adquiridos fueron menores en v_1 a los publicados por Farley y González (1996) que obtuvieron valores de 0,12 m a $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y a los de Arampatzis *et al.* (1999) quienes para esa misma velocidad obtuvieron valores aproximados a 0,075 m por ci-

nemetría y 0,11 m a través del cálculo teórico McMahon y Cheng (1990). Al realizar estas comparaciones hay que tener en cuenta que la misma es realizada con la velocidad más cercana que fue posible encontrar. En v_2 los resultados también fueron menores a los de Arampatzis *et al.* (1999) quienes registraron valores cercanos a 0,085 m y a través del cálculo teórico, valores próximos a 0,14 m. Los valores menores de Δl obtenidos en el presente trabajo, posiblemente se deben al hecho de que aquí se midió el cambio de longitud real de la pierna a través de la diferencia de coordenadas de los marcadores correspondientes. A su vez, este desplazamiento está afectado por k del suelo, a modo que en suelos menos rígidos la pierna sufre un menor desplazamiento (Ferris *et al.*, 1998; Kerdok *et al.*, 2002).

Esta forma de medida presenta la ventaja de estar considerando realmente el cambio en la longitud en las estructuras capaces de almacenar energía elástica y liberarla en forma de trabajo. La diferencia en Δl explica también las diferencias en los valores obtenidos para K_{leg} respecto a la literatura que ya fueron tratados más arriba en esta discusión.

Otro aspecto planteado en este estudio fue la evaluación de la posible influencia que el movimiento de los segmentos superiores del cuerpo puede tener en la determinación de K_{vert} . El punto aquí es que K_{vert} es un valor que se obtiene considerando la variación de posición del CM en el sentido vertical y la misma está influida no solamente por cambios a nivel de la unidad inferior sino también por lo que ocurra con los miembros superiores, tronco y cabeza; que en conjunto representan el 70% del peso corporal (Perry y Burnfield, 2010). Así es que al menos teóricamente existe la posibilidad de que cambios en K_{vert} no tengan que ver con cambios en mecanismos elásticos de miembros inferiores. No obstante los resultados de variación de CM presentes en las tablas 4, 6 y 7 sugieren que el movimiento de la unidad pasajero no es un factor que afecto en forma importante los valores de K_{vert} en el gesto motor estudiado.

Los valores encontrados en este trabajo y las conclusiones que desprenden deben tener en cuenta ciertas limitaciones metodológicas con que contó este trabajo. Como ser la localización del origen de coordenadas, la estimación indirecta de la fuerza y la frecuencia de adquisición de datos a través de las cámaras. En cuanto a la primera, el origen de coordenadas fue tomado sobre la cinta de correr que posee cierta capacidad de deformación, de modo que afecta a los valores obtenidos de Δy , indirectamente a F_{max} y por tanto a K_{vert} ; debido a la forma de cálculo de Δl , K_{leg} se ve únicamente afectada por F_{max} . Por su parte, la frecuencia de las cámaras utilizada fue baja para un buen registro del gesto motor estudiado, de esta manera es posible que los desplazamientos obtenidos estén subestimados por un error en la determinación de la posición de los marcadores, por lo que el cálculo del CM y su desplazamiento pueden estar afectados. Más allá

de estas consideraciones, los resultados de este trabajo concuerdan con los presentados en investigaciones precedentes. De forma que el uso de la metodología cinemática es un recurso adecuado al momento de evaluar aspectos mecánicos de la carrera.

En base a los resultados encontrados para K_{vert} y K_{leg} se concluye que dichas variables no aportan información equivalente, por presentar comportamientos diferentes al variar la velocidad de progresión, K_{leg} refleja el real comportamiento de la unidad locomotora encargada mayormente de la ejecución del gesto motor, mientras K_{vert} es una estimación más genérica. Por esta razón al optar por una u otra, se debe prestar especial atención en los objetivos del estudio.

Respecto a la implicancia de la unidad pasajero, a pesar de que cuenta con una gran masa, no jugó un rol predominante en K_{vert} en el gesto motor considerado.

A fin de complementar los estudios se debería considerar un mayor rango de velocidades, cuantificar el desplazamiento de la cinta con el objetivo de identificar la rigidez asociada a ella y saber cuál es su contribución en los parámetros. Por otra parte resultaría interesante estudiar el comportamiento de k en diferentes poblaciones y profundizar en el desplazamiento del CM durante la velocidad de transición marcha-carrera. En futuros estudios se podría contemplar la posibilidad de obtener valores de fuerza mediante plataforma de fuerza y de desplazamientos a través de cinemetría de forma sincronizada.

Bibliografía

Alexander, R.McN. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*, 69, p.1199-1227.

Allard, P., Blanchi, J. P., & Aïssaoui, R. (1995). Bases of three-dimensional reconstruction. En P. Allard, I. A. Stokes, & J. P. Blanchi, *Three-dimensional analysis of human movement*, p. 19-39.

Arampatzis, A.; Brüggemann, G.P.; Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32, p.1349-1353.

Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11), p.1217-1217.

Brughelli, M.; Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18, p.417-426.

Butler, R.J.; Crowell III, H.P.; Davis, I.M. (2003). Lower extremity stiffness implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18, p.511-517.

Cavagna, G.A.; Franzetti, P.; Heglund, N.C.; Willems, P. (1988). The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *Journal of Physiology*, 399, p.81-92.

Cavagna, G.A.; Legramandi, M. A.; La Torre, A. (2010). Symmetry and Asymmetry in Bouncing Gaits. *Proceedings of the Royal Society Biological Sciences*, 2, p.1270-1321.

Fábrica, C.G. (2011). *Efecto de la fatiga neuromuscular sobre los factores cinético-temporales, la rigidez y la actividad eléctrica en músculos de miembro inferior durante saltos verticales con ciclo estiramiento-acortamiento*. Tesis de doctorado, Facultad de ciencias, UdelaR, Montevideo, Uruguay.

Farley, C.T.; Blickhan, R.; Saito, J.; Taylor, C.R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied physiology*, 71, p.2127–2132.

Farley, C.T.; Glasheen, J.; McMahon, T.A. (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal Experimental Biology*. 185, p.71–86.

Farley, C.T.; Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29 (2), p.181-186.

Ferris, D.P.; Louie, M.; Farley, C.T. (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society Biological Sciences*, 265 (1400), p. 989-994.

Ferris, D.P.; Louie, M.; Farley, C.T. (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal Applied Physiology*, 82, p.15-22.

Fisher, G. (2010) *Análise da mecânica da corrida com e sem efeito da fadiga*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do sul.

Fukashiro, S.; Ito, M., Ichinose, Y.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal Applied Physiology* 71, p.555-557.

Fukunaga, T.; Kubo, K.; Kawakami, Y.; Kanehisa, H. (2000) Effect of Elastic Tendon Properties on the Performance of Stretch-Shortening Cycles. Herzog, W., ed. *Skeletal Muscle Mechanics: From Mechanisms to Function*, p.289-303. John W & Sons, Ltd.

Herzog, W. (2000). Cellular and Molecular Muscle Mechanics. Herzog, W., ed. *Skeletal Muscle Mechanics: From Mechanisms to Function*, John Wiley & Sons, Ltd., p.33-52.

Kerdok, A.E.; Biewener, A.A.; McMahon, T.A.; Weyand, P.G.; Herr, H.M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied physiology*, 92, p.469-478.

Margaria, R. (1976). *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise*. Oxford: Clarendon Press. 146pp.

McMahon, T.A.; Cheng, G.C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(1), p.65-78.

Morin, J.B.; Dalleau, G.; Kyröläinen, H.; Jeannin, T.; Belli, A. (2005). A Simple Method for Measuring Stiffness During Running. *Journal of applied biomechanics*, 21, p.167-180.

Perry, J.; Burnfield, J. (2010) *Gait analysis: Normal and pathological function* (2^o edición). Slack Incorporated ed., p.576.

Polero, P. (2011) *Efecto del porcentaje de fibras rápidas en la mecánica de la carrera humana*. Tesis de maestría, Universidad de la Republica.

Saibene, F.; Minneti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Journal of Applied physiology*, 88, p.291-316.

Zatsiorsky, V.M. (2002). Kinetics of Human Motion, Human Kinetic, Champaign, IL, p.207-209.

Anexo

```
% Rutina para calcular rigidez vertical, rigidez de la pierna, centro de masa superior y centro de masa inferior durante la carrera.
% Archivos necesarios: carrega.m, Levideow.m, matfiltfilt.m, directorio.txt
% Ingresar archivos de datos de reconstrucción en formato .3D
% Noviembre, 2011
% Valentina Silva, vlntnslv@gmail.com

close all
clear all

% Entradas
pc=input('masa del individuo: ');
nstride=input('numero de ciclos digitalizados: ');
interpolacion=input('Interpolar: ');
h = msgbox('Archivo de cinematria .3D');
waitfor(h)
[directorio,nombre]=carrega('*.3D');
cinemat = Levideow(directorio,nombre);
cinematicafdd=cinemat./100; % convierte cm a metros

% Definición de variables
dt = 1/50;
fcut=6; % frecuencia de corte
order=3; % orden del polinomio
g=9.8; % aceleración de la gravedad (m/seg^2)
dtp=dt/interpolacion;

%filtro de los datos de cinemática
cinematicafd=matfiltfilt(dt, fcut, order, cinematicafdd);

%Definición de matrices para los segmentos
met_d = cinematicafd(:,2:4);
mal_d = cinematicafd(:,5:7);
joe_d = cinematicafd(:,8:10);
qua_d = cinematicafd(:,11:13);
omb_d = cinematicafd(:,14:16);
cabeca_d = cinematicafd(:,17:19);
cot_d = cinematicafd(:,20:22);
pun_d = cinematicafd(:,23:25);
car_d = cinematicafd(:,26:28);
met_e = cinematicafd(:,29:31);
mal_e = cinematicafd(:,32:34);
joe_e = cinematicafd(:,35:37);
qua_e = cinematicafd(:,38:40);
omb_e = cinematicafd(:,41:43);
cabeca_e = cinematicafd(:,44:46);
cot_e = cinematicafd(:,47:49);
pun_e = cinematicafd(:,50:52);
car_e = cinematicafd(:,53:55);

%Cálculo de los CM de los segmentos derechos
cmd(:,1:3) = (( met_d - mal_d)*0.50 + mal_d); % Centro de masa del pie der
cmd(:,4:6) = (( mal_d - joe_d)*0.433 + joe_d); % Centro de masa de pierna
der
cmd(:,7:9) = (( joe_d - qua_d)*0.433 + qua_d); % Centro de masa de muslo
der
```

```

cmd(:,10:12) = ((cot_d - omb_d)*0.436 + omb_d); % Centro de masa de brazo
der
cmd(:,13:15) = ((pun_d - cot_d)*0.430 + cot_d); % Centro de masa de antebra-
zo der
cmd(:,16:18) = ((car_d - pun_d)*0.506 + pun_d); % Centro de masa de mano der

cmd(:,19:21)=(qua_d-omb_d)*0.44+omb_d); % punto medio de tronco lado derecho

%Cálculo de los CM de los segmento izquierdos
cme(:,1:3) = ((met_e - mal_e)*0.50 + mal_e); % Centro de masa del pie izq
cme(:,4:6) = ((mal_e - joe_e)*0.433 + joe_e); % Centro de masa de pierna
izq
cme(:,7:9) = ((joe_e - qua_e)*0.433 + qua_e); % Centro de masa de muslo
izq
cme(:,10:12) = ((cot_e - omb_e)*0.436 + omb_e); % Centro de masa de brazo
izq
cme(:,13:15) = ((pun_e - cot_e)*0.430 + cot_e); % Centro de masa de antebra-
zo izq
cme(:,16:18) = ((car_e - pun_e)*0.506 + pun_e); % Centro de masa de mano izq

cme(:,19:21)=(qua_e-omb_e)*0.44+omb_e); % punto medio de tronco de lado iz-
quierdo

cmtronco(:,1:3) = (cmd(:,19:21)+cme(:,19:21))./2 ; % Centro de masa de
tronco
cmcabeza(:,1:3)=(cabeza_d -cabeza_e)*0.5+cabeza_e); %Centro de masa de la
cabeza

%suma de cm de los miembros
cmte(:,1:3) =
(cme(:,1:3).*0.0145)+(cme(:,4:6).*0.0465)+(cme(:,7:9).*0.100)+(cme(:,10:12).*
0.028)+(cme(:,13:15).*0.016)+(cme(:,16:18).*0.006);
cmtd(:,1:3) =
(cmd(:,1:3).*0.0145)+(cmd(:,4:6).*0.0465)+(cmd(:,7:9).*0.100)+(cmd(:,10:12).*
0.028)+(cmd(:,13:15).*0.016)+(cmd(:,16:18).*0.006);

% centro de masa total
cmt(:,1:3)=cmte+cmtd+(cmtronco(:,1:3).*0.4871)+(cmcabeza(:,1:3)*0.0662);
cmtp=interp(cmt(:,2),interpolacion);

% CM tronco + CM miembros sup + CM cabeza
cmsup(:,1:3)=(cmtronco(:,1:3)*0.4871)+(cmcabeza(:,1:3)*0.0662)+(cme(:,10:12).*
*0.028)+(cme(:,13:15).*0.016)+(cme(:,16:18).*0.006)+(cmd(:,10:12).*0.028)+(cm
d(:,13:15).*0.016)+(cmd(:,16:18).*0.006);
cmsupp=interp(cmsup(:,2),interpolacion);

% CM muslo + CM piernas + CM pie
cminf(:,1:3)=((cme(:,1:3).*0.0145)+(cme(:,4:6).*0.0465)+(cme(:,7:9).*0.100)+(
cmd(:,1:3).*0.0145)+(cmd(:,4:6).*0.0465)+(cmd(:,7:9).*0.100));
cminfp=interp(cminf(:,2),interpolacion);

% vector Tiempo
Tiempo=0:dt:length(cmt)*dt;
Tiemp=0:dtp:length(cmt)*dt; % vector tiempo para datos interpolados

% calculo de velocidad y aceleración
vcm(:,1:3)=diff(cmt)./dt;
acm(:,1:3)=diff(vcm)./dt;
vcmp=interp(vcm(:,2),interpolacion);

```

```

acmp=interp(acm(:,2),interpolacion);

% Fuerza neta
Fneta=acmp.*pc;
Fp=0; % punto de equilibrio

%cálculo de la longitud de la pierna derecha, por Pitágoras
Ader=qua_d(:,2)-mal_d(:,2); %eje y
Ader=interp(Ader,interpolacion);
Bder=qua_d(:,1)-mal_d(:,1); %eje x
Bder=interp(Bder,interpolacion);
Cder=sqrt((Ader.^2)+(Bder.^2)); %longitud de la pierna derecha

%calculo de la longitud de la pierna izquierda, pitagoras
Aizq=qua_e(:,2)-mal_e(:,2);
Aizq=interp(Aizq,interpolacion);
Bizq=qua_e(:,1)-mal_e(:,1);
Bizq=interp(Bizq,interpolacion);
Cizq=sqrt((Aizq.^2)+(Bizq.^2));

%Para hallar el tiempo de contacto efectivo necesito saber donde la fuerza es
cero y como mi modelo es válido en ese intervalo de tiempo, hayo todas las
variables en esos puntos
v=abs(Fneta');
v2=-v;
T1=Tiemp(1:length(v2));
[picos ind]=findpeaks(v2);
T2=T1(ind);
cmt2=(cmt2(ind))';
acmp2=(acmp(ind))';
cmsupp2=cmsupp(ind);
cminfp2=cminfp(ind);
cCder=Cder(ind);
cCizq=Cizq(ind);

for i=1:length(picos) %selección únicamente los picos que son aprox. cero
    if picos(i)<-100
        picos(i)=0;
        T2(i)=0;
        cmt2(i)=0;
        acmp2(i)=0;
        cCder(i)=0;
        cCizq(i)=0;
        ind(i)=0;
        cmsupp2(i)=0;
        cminfp2(i)=0;
    end
end

% elimino los zeros de los vectores y elementos que no tienen su
% par correspondiente
picos=picos(find(picos));
picos=picos(2:length(picos));
T2=T2(find(T2));
T2=T2(2:length(T2)); %TIEMPO DE CONTACTO EFECTIVO (Tce)
cmt2=cmt2(find(cmt2));
cmt2=cmt2(2:length(cmt2));
acmp2=acmp2(find(acmp2));
acmp2=acmp2(2:length(acmp2));
cCder=cCder(find(cCder));

```

```

cCder=cCder(2:length(cCder));
cCizq=cCizq(find(cCizq));
cCizq=cCizq(2:length(cCizq));
cmsupp2=cmsupp2(find(cmsupp2));
cmsupp2=cmsupp2(2:end);
cminfp2=cminfp2(find(cminfp2));
cminfp2=cminfp2(2:end);
ind=ind(find(ind));
ind=ind(2:length(ind));

%%Fuerza máxima durante el Tce
[Fmax xt]=findpeaks(Fneta);
for i=1:length(Fmax) % descarto puntos indeseados
    if Fmax(i)<0
        Fmax(i)=0;
        xt(i)=0;
    end
end
Fmax=Fmax(find(Fmax));
xt=xt(find(xt));
Fmax=Fmax(2:length(Fmax));
xt=xt(2:length(xt));
Tfmax=Tiemp(xt);

%verificación de fuerza máxima y de q 'picos' corresponda al equilibrio
figure(2)
plot(Tiemp(1:(length(Fneta))),Fneta,'k')
title('Fuerza neta')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Fuerza neta vertical sobre el CM(N)')
hold on
plot(Tiemp(1:(length(Fneta))),Fp,'-r')
plot(T2,picos,'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',10)
plot(Tfmax,Fmax,'^','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',5)
legend('Fuerza neta','Punto de equilibrio','Location','SouthOutside')

% desplazamiento del CM con vector Tce
figure(3)
plot(Tiemp(1:length(cmtmp)),cmtmp)
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Desplazamiento vertical del CM (m)')
hold on
plot(T2,cmtmp2,'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',10)

%mínimos del vector desplazamiento vertical
minposicion=-cmtmp;
[m donde]=(findpeaks(minposicion));
T3=T1(donde);
for i=1:(length(T3)-1) %eliminar puntos que no son los mínimos
    if T3(i+1)-T3(i)<=.1
        T3(i)=0;
        m(i)=0;
    end
end
m=m(find(m));
T3=T3(find(T3));
m=m(2:length(m));
T3=T3(2:length(T3));

```

```

%verificando T3 y m
plot(T3,-m,'+r')

%Desplazamientos máximos durante Tce
s=cntp2(1:2:length(cntp2));
T4=T2(1:2:length(T2));

plot(T4,s,'vr')
legend('Desplazamiento','Tiempo contacto efectivo','Mínimo desplazamiento','Máximo desplazamiento')
legend boxoff

%Aceleración Máxima
[amax donde2]=findpeaks(acmp);
Ta=T1(donde2);
for i=1:length(amax)
    if amax(i)<0
        amax(i)=0;
        Ta(i)=0;
    end
end
amax=amax(find(amax));
Ta=Ta(find(Ta));
amax=amax(2:length(amax));
Ta=Ta(2:length(Ta));

%verificando que la aceleración máxima ocurra durante Tce
figure(4)
plot(Tiempo(1:(length(acmp))),acmp,'m')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Aceleración vertical del CM (m/s2)')
hold on
plot(T2,acmp2,'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',10)
plot(Ta,amax,'vg','MarkerFaceColor','g')
legend('Aceleración','Tiempo de contacto efectivo','Máxima aceleración vertical','Location','EastOutside')
legend boxoff

%cálculo de Kvert
dx=s+m; %desplazamiento máximo durante Tce
Kvert=amax./dx;
Kvertmean=mean(Kvert); % promedio
Kvertstd=std(Kvert); % desvío estándar

%Mínimos de longitud para Kleg de cada pierna
q=1;
j=1;
for i=1:2:length(ind)
    minder(q)=min(Cder(ind(i):ind(i+1)));
    minizq(j)=min(Cizq(ind(i):ind(i+1)));
    q=q+1;
    j=j+1;
end
u=minder(1)-0.10;
for i=1:length(minder)
    if minder(i)<u
        minder(i)=0;
    end
end

```

```

end
minder=minder(find(minder));
j=1;
for i=1:length(minder)
    donder(j)=find(Cder==minder(i));
    j=j+1;
end
Tminder=Tl(donder);

u=minizq(2)-0.10;
for i=1:length(minizq)
    if minizq(i)<u
        minizq(i)=0;
    end
end
minizq=minizq(find(minizq));
j=1;
for i=1:length(minizq)
    donizq(j)=find(Cizq==minizq(i));
    j=j+1;
end
Tminizq=Tl(donizq);

maxder=cCder(1:4:end)';
maxizq=cCizq(3:4:end)';

%verificando mínimos y máximos de longitud para ambas piernas
figure(6)
plot(Cder)
title('min y max de longitud para Kleg')
hold on
plot(donder,minder,'.r')
plot(Cizq,'k')
plot(donizq,minizq,'.m')
plot(ind(1:4:end),cCder(1:4:end),'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor'
,'b','MarkerSize',10)
plot(ind(2:4:end),cCder(2:4:end),'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor'
,'b','MarkerSize',10)
plot(ind(3:4:end),cCizq(3:4:end),'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor'
,'b','MarkerSize',10)
plot(ind(4:4:end),cCizq(4:4:end),'hy','MarkerEdgeColor','y','MarkerFaceColor'
,'b','MarkerSize',10)

%Kleg
dlder=maxder-minder; %diferencial de long
dlizq=maxizq-minizq;
legmov=[dlder,dlizq];
legmovMean=mean(legmov);

Kleg=Fmax./legmov;
Klegm=Kleg/pc;
Klegmean=mean(Klegm);
Klegstd=std(Klegm);

% Desplazamiento del CM superior
maxsup=cmsupp2(1:2:end); % máximo desplazamiento del CM superior
%Mínimo desplazamiento del CM superior
h=1;
for i=1:2:length(ind)-1 %hallo mínimos
    mm(h)=min(cmsupp(ind(i):ind(i+1)));

```

```

        h=h+1;
end
j=1;
for i=1:length(mm) %hallo índice de mínimos
dondemm(j)=find(cmsupp==mm(i));
j=j+1;
end
Tmm=T1(dondemm); %tiempo de mínimos

figure(7)
plot(Tiemp(1:length(cmsupp)),cmsupp,'r')
hold on
plot(T2,cmsupp2,'hy','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',10)
plot(Tmm,mm,'xk')
title('Desplazamiento de CM "superior"')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Desplazamiento del CM superior (m)')
legend('Desplazamiento','Tiempo de contacto efectivo','Desplazamiento mínimo')

Dsup=maxsup-mm'; %desplazamiento del CM sup
Dsupmean=mean(Dsup);
Dsupstd=std(Dsup);

% Desplazamiento del CM inf
maxinf=cminfp2(1:2:end); % máximo desplazamiento del CM inferior

%Mínimo desplazamiento del CM superior
h=1;
for i=1:2:length(ind)-1 %hallo mínimos
    mmm(h)=min(cminfp(ind(i):ind(i+1)));
    h=h+1;
end
j=1;
for i=1:length(mmm) %hallo índice de mínimos
dondemmm(j)=find(cminfp==mmm(i));
j=j+1;
end
Tmmm=T1(dondemmm); %tiempo de mínimos

figure(8)
plot(Tiemp(1:length(cminfp)),cminfp,'g')
hold on
plot(T2,cminfp2,'hy','MarkerFaceColor','b','MarkerSize',10)
plot(Tmmm,mmm,'xk')
title('Desplazamiento de CM "inferior"')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Desplazamiento del CM inferior (m)')
legend('Desplazamiento','Tiempo de contacto efectivo','Desplazamiento mínimo')

Dinf=maxinf-mmm'; %desplazamiento del CM inf
Dinfmean=mean(Dinf);
Dinfstd=std(Dinf);

%Fmax
Fmaxmean=mean(Fmax);
Fmaxstd=std(Fmax);

```