

# ***ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA TÉCNICA DE LA CARRERA EN DEPORTISTAS CIEGOS PARALÍMPICOS.***

***AUTORA: Amelia Ferro Sánchez.***

***Unidad de Biomecánica***

***Centro Nacional de Investigación y Ciencias del Deporte***

***Consejo Superior de Deportes***

***C/ El Greco, s/n. 28040 Madrid.***

***Tlf: 915890547 Fax: 915448122***

## **RESUMEN**

El propósito de este trabajo es analizar la técnica de la carrera de los atletas ciegos de la categoría B1 paralímpicos, ejecutada a diferentes velocidades, frente a una muestra de atletas control de alto nivel, con la intención de profundizar en el conocimiento de la técnica, detectar las diferencias entre grupos e incidir en la mejora del rendimiento. El análisis cinemático se llevó a cabo utilizando técnicas de fotogrametría tridimensional con cámaras de cine de alta velocidad. La muestra estuvo formada por los cinco mejores atletas paralímpicos B1 y por cuatro atletas velocistas de alto nivel, todos ellos españoles. Se analizaron dos zancadas completas a cuatro velocidades distintas: 40, 60, 80% y *sprint*. Los resultados indican que las longitudes de la zancada de los atletas B1 fueron menores que los de los atletas control mientras que la frecuencia fue mayor. El tiempo de vuelo fue menor en atletas ciegos y mayor el de apoyo con respecto a los controles. El tiempo dedicado a la fase excéntrica del movimiento, o fase de frenado, fue mayor en los atletas B1. La oscilación vertical del CDG, aunque disminuyó significativamente con el aumento de la velocidad en ambos grupos, fue menor en atletas ciegos. La fuerza vertical media y la fuerza vertical de empuje, producidas en los apoyos, fue menor en atletas ciegos lo que limita la generación de una velocidad vertical alta que haga aumentar la fase de vuelo; por ello necesitan aumentar la frecuencia de zancada para mantener el régimen de velocidad. La unión de los atletas ciegos a un guía impide que el hombro realice la flexión en su máxima amplitud, hecho que ha de prevenirse con un adecuado entrenamiento. La elaboración de informes individuales permite analizar la técnica de cada sujeto respecto a su grupo y al control, siendo de gran ayuda para programar sesiones de entrenamiento individualizado.

## **ABSTRACT**

The purpose of this study was to analyse the running technique of B1 paralympic blind athletes, at different speeds, and to compare it with the results of a control group of high level running athletes. The results have been very helpful to improve our knowledge on the running technique, detect the inter-group differences and improve the athletes performance. Three-dimensional photogrametry techniques with high speeds cine-cameras, were used for the kinematic analysis. The best five B1 paralympic sprinters and four high level sprint athletes, all of them spanish, took part in the study. Two complete strides, at four different speeds (40, 60, 80% and *sprint*) were studied for running analysis. The results show that the stride lengths were shorter and the stride rate higher in the B1 as compared to the control group athletes. The flight phase was shorter and the total contact time longer in the B1 than in the control group athletes. The excentric phase of movement, or braking phase, was longer in the B1 athletes. With increasing velocity, a significant decrease in the vertical motion of the gravity center could be noticed in both groups, being this to a lesser degree in the blind athletes. The mean vertical force and the thrust vertical force, generated during the

support phase, were smaller in the B1 athletes, thus limiting the generation of a high vertical speed that could make a longer flight phase; therefore, they have to increase the stride rate to maintain their velocity. As the athletes are tied to a guide, this stops the shoulder performing the flexion in his maximum extent, this fact must be avoided with an appropriate training program. The working out of individual reports allows to analyse each subject's technique in relation to his group and the control group, being this quite helpful for the programming of individualized training work-outs.

Palabras clave: Biomecánica- Atletas ciegos- Cinemática- Cinética-Carrera- Carrera de velocidad.

Key words: Biomechanics-Blind Athletes-Kinematics-Kinetics-Running- Sprint running.

## 1. INTRODUCCIÓN.

La técnica de la carrera de los deportistas ciegos ha sido escasamente estudiada, prueba de ello, es que en la literatura se cuenta con escasas publicaciones científicas (Arnhold y McGrain, 1985; Gorton y Gavron, 1987 y Pope y cols., 1986). El colectivo de atletas ciegos de alto nivel está

consiguiendo importantes triunfos internacionales, hecho que nos lleva a plantearnos la posibilidad de realizar un estudio biomecánico centrado en la carrera de velocidad que aportase conocimientos científicos a este colectivo y que sirviese para dar apoyo a los entrenadores en su labor cotidiana. Con ello pretendíamos contribuir a mantener e incluso elevar el nivel de rendimiento de estos atletas. Por otro lado, al ser la carrera un gesto común a muchos otros deportes las conclusiones del estudio podrían ser aplicadas en otros ámbitos. El análisis de las peculiaridades de la técnica de la población ciega con respecto a la no ciega nos puede proporcionar valiosa información de cara a buscar soluciones orientadas a mejorar el rendimiento de los atletas ciegos.

La carrera es una forma de locomoción utilizada en la mayoría de las actividades físicas y deportivas en las que se requiere un rápido desplazamiento del cuerpo. Son muchos los autores que han investigado y publicado acerca de la biomecánica de la técnica de la carrera de fondo; los más destacados son los publicados por Cavanagh y Kram (1990), Cavanagh y Lafortune (1980) y Elliott y Blancksby (1979); sin embargo, el número se reduce cuando se trata de carrera a velocidades medias y altas (Frishberg, 1983; y Komi, 1978; Mero y Komi, 1985; Mero y Komi, 1994; Mero y cols., 1992; Mann y Hagg, 1980; Mann y Sprague, 1980; Pink y cols., 1994; Saito y cols., 1983; Dillman, 1975 y Nigg, 1986) y aún más cuando el análisis es tridimensional, en el que los trabajos de nivel se han ceñido al estudio del miembro superior y su influencia en el avance y el equilibrio (Hinrichs, 1990).

Por otro lado, la selección de una muestra de atletas ciegos aporta una importante novedad al estudio; en los relativos a la técnica de la carrera, que han sido abordados desde la perspectiva de la cinemática (Gorton y Gavron, 1987; Pope y cols., 1986 y Arnhold y McGrain, 1985) se han utilizado técnicas de fotogrametría cine bidimensional tomando registros en un plano y analizando una zancada; solo en un caso se han comparado los resultados con una muestra control. En ningún artículo se especifica la calidad técnica de la muestra de sujetos y la homogeneidad de ésta. Desde nuestro punto de vista, el análisis de la técnica de la carrera de los atletas ciegos no está en absoluto estudiada.

Estudios cualitativos previos desarrollados en laboratorio con anterioridad por Ferro y cols. (1993) demostraron, utilizando técnicas de vídeo, que existían marcadas diferencias entre la técnica de atletas ciegos y controles cuando corren a velocidad máxima dado que se modifica la frecuencia de zancada.

En el proyecto partimos de la hipótesis de que si se analiza la biomecánica de la técnica de la carrera a diferentes velocidades, de medias hasta la máxima, se puede hacer

un análisis descriptivo con objeto de establecer el patrón individual y colectivo característico de los atletas ciegos que, contrastado con el de los atletas no ciegos de alto nivel puede contribuir en la mejora de la técnica y del rendimiento deportivo en una época histórica para el atletismo español y, concretamente de velocistas ciegos.

Los estudios de la técnica deportiva, reflejados en la bibliografía, están basados en el clásico análisis cualitativo de Hay (1985). En éste se identifican las variables que la caracterizan a partir del criterio de eficacia, tiempo (figura 1). El posterior análisis cuantitativo de cada una de las variables, realizado en el laboratorio siguiendo una metodología y utilizando determinadas técnicas instrumentales, es el que permitirá realizar comparaciones entre los dos grupos de atletas y su relación con diferentes velocidades de carrera.

El patrón articular del miembro inferior y superior desarrollado por el deportista es el que determina la eficacia de la técnica. Las articulaciones del miembro inferior, cadera, rodilla y tobillo son las principales responsables de generar las fuerzas propulsivas para el avance y la elevación del centro de gravedad, mientras que el miembro superior participa, fundamentalmente, compensando los momentos angulares generados por las piernas.

Las fuerzas de reacción, se registran con objeto de conocer las cargas generadas por el deportista, es decir, las desarrolladas por la musculatura y las fuerzas externas (Munro y cols., 1987 y Miller, 1990).

Después de realizar una revisión bibliográfica exhaustiva se detectó la siguiente carencia de conocimientos:

- 1.- No se ha estudiado en profundidad la biomecánica de la técnica de los atletas ciegos en ningún rango de velocidad.
- 2.- Nunca se ha realizado un análisis cinemático tridimensional de la técnica de la carrera en atletas ciegos y, en atletas no ciegos, se ha reducido al miembro superior y al estudio de los movimientos del pie filmando planos cortos para estudios de calzado deportivo, fundamentalmente.
- 3.- Los análisis cinéticos utilizando plataforma dinamométrica y realizados a velocidades medias y altas, no han sido apenas abordados en sujetos no ciegos y nunca en atletas ciegos.

Por tanto, y a la vista de las carencias detectadas se plantean los siguientes objetivos encaminados a subsanar éstas y que pueden ser resumidos en tres apartados:

- 1.- Desarrollar una metodología y poner a punto unas técnicas instrumentales para realizar análisis cinemático y cinético de las técnicas deportivas.
- 2.- Describir la técnica de la carrera de los atletas ciegos, ejecutada a diferentes velocidades y compararla con la desarrollada por una muestra de atletas control para encontrar el patrón individual y colectivo de los atletas ciegos.
- 3.- Transferir los resultados de este análisis a los entrenadores de una forma sencilla y práctica para que puedan profundizar en el conocimiento de la técnica y planifiquen los entrenamientos en aras de una mejora del rendimiento. Además, estos conocimientos les capacitaran para diseñar la estrategia de la enseñanza de la técnica a nuevas generaciones que se inicien en el atletismo.

## **2. MATERIAL Y MÉTODOS.**

El método de trabajo seguido para cubrir estos objetivos se ha dividido en cinco apartados:

- 2.1. Selección de la muestra de sujetos.
- 2.2. Puesta a punto de las técnicas instrumentales de laboratorio y campo.

2.3. Diseño experimental.

2.4. Puesta a punto de las técnicas de tratamiento de los datos.

2.5. Puesta a punto de las técnicas de tratamiento de los resultados.

## 2.1. Muestra.

La muestra de sujetos estuvo formada por:

Cinco atletas velocistas de la categoría B1, todos ellos pertenecientes a la Selección de la Federación Española del Deporte para Ciegos y participantes en la Paralimpiada de Atlanta'96.

Cuatro atletas velocistas de categoría absoluta, pertenecientes a la Selección de la Real Federación Española de Atletismo.

Como se pretendía obtener un patrón de carrera común a los velocistas ciegos, la muestra tuvo que ser reducida, dado que los inmediatos seguidores en el ranking poseían un nivel técnico muy inferior.

Las características antropométricas (peso y estatura) y fisiológicas (consumo máximo de oxígeno y potencia anaeróbica) no presentaron diferencias significativas tras el análisis de medias realizado entre los dos grupos de estudio. Cabe destacar que la potencia anaeróbica relativa al peso del cuerpo, realizada en el Laboratorio de Fisiología del Esfuerzo mediante el test de Wingate, resultó ser no significativa entre ambos grupos; sin embargo, en relación a la marca, las diferencias resultaron significativas, lo que nos induce a pensar en problemas en la técnica de la carrera.

## 2.2. Técnicas instrumentales.

Para realizar el análisis cinemático se utilizó un equipo de fotogrametría tridimensional formado por dos cámaras de cine de alta velocidad que filmaron a 150 fotogramas por segundo. Dichas cámaras se cargan con una película de 16 mm de una alta sensibilidad: 500 ASA. Un sistema de obturación, de entre 7.5 y 160 grados permite congelar la imagen disminuyendo el tiempo de exposición. La cadena de medida estuvo formada por unas moviolas que permiten visualizar posteriormente la filmación, una mesa digitalizadora, diseñada por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) equipada con un proyector analizador y un digitalizador sónico y, por último, un ordenador que procesa los datos y los resultados mediante el programa *Fotogram-IBV*.

El equipo de dinamometría (IBV), estuvo formado por una plataforma dinamométrica que registró las cargas en los apoyos a una frecuencia de 1000 Hz. Se situó encastrada en el suelo, a ras de éste y se tapizó con el mismo pavimento de tartán que la pista de atletismo donde se realizaron las pruebas con objeto de que el deportista no notase la diferencia con éste. Una interfase transforma la señal analógica en digital y un ordenador permite registrar los datos y tratarlos mediante el programa *Dinascan-IBV*.

## 2.3. Diseño experimental.

El diseño experimental, que posteriormente permitiría realizar un análisis estadístico de los datos, contó con las siguientes **variables independientes** distribuidas en tres grupos:

El primero de ellos, constituido por la variable intersujeto GRUPO, estuvo formado por los atletas ciegos y controles.

El segundo grupo lo constituyó la variable intrasujeto VELOCIDAD. Se establecieron cuatro velocidades de carrera: 40, 60, 80 y 100%, tomando como referencia para el cálculo de los porcentajes la máxima de cada sujeto realizada a velocidad lanzada.

En el tercer grupo se encuentra la variable intrasujeto APOYO. Se analizaron dos zancadas ejecutadas con los apoyos derecho e izquierdo.

Las variables dependientes se agruparon en:

Variables cinemáticas y variables cinéticas. En el primer grupo se midieron 100 y en el segundo 20, cada una de ellas por dos grupo de atletas, por cuatro porcentajes de velocidad y por dos apoyos.

Las variables controladas fueron:

1. Las características antropométricas y fisiológicas de la muestra.
2. Las condiciones de filmación y registro dinamométrico.
3. El calzado para la prueba (zapatillas de clavos).
4. El estado de forma física, encontrándose todos los atletas dentro de un mesociclo competitivo.
5. La vida media deportiva.
6. El tipo de entrenamiento de los atletas.

Para el análisis estadístico de las variables se controló la velocidad de la carrera individual de cada deportista en cada porcentaje.

Los equipos se instalaron en el campo de forma que pudiesen realizarse los registros cinemático y cinéticos (figura 2):

En la calle de la pista en la que se realizaron las pruebas se marcaron tres zonas:

**Zona A**, de aceleración, donde los deportistas partiendo de parados adquirieron el régimen de velocidad.

**Zona B**, de 20 m de longitud, donde se tomaron todos los registros y donde la velocidad fue constante.

**Zona C**, de frenado, donde los deportistas detuvieron su carrera.

La plataforma dinamométrica se situó en el centro de la calle, en la zona B, y se activó automáticamente al paso del deportista mediante una barrera de células fotoeléctricas.

Las cámaras se situaron en un plano sagital y posterior al movimiento formando entre sí un ángulo de  $85^\circ$  y se conectaron para que filmasen el movimiento sincrónicamente. Mediante unas células fotoeléctricas se comprobó la velocidad de paso dejando un margen de sólo un 5% por encima y por debajo de la marca fijada para cada deportista en cada velocidad. Para calibrar el espacio que ocupó el deportista y poder obtener las coordenadas de posición en laboratorio se filmó previamente un sistema de referencia tridimensional ( $4 \times 2 \times 2 \text{ m}^3$ ).

#### **2.4. Tratamiento de los datos y generación de los resultados.**

Las películas filmadas tras ser reveladas se analizaron en el laboratorio. En primer lugar se identificaron las secuencias y se sincronizaron; posteriormente, se proyectaron en una pantalla traslúcida situada en una mesa dotada de un digitalizador sónico que permitió calcular la posición de los marcadores seleccionados a partir de la imagen del deportista. Las posiciones fueron registradas en el ordenador para su posterior procesamiento mediante el programa *Fotogram-IBV*. Los puntos digitalizados se implementaron en un modelo mecánico alámbrico, definido previamente en el programa, constituido por 24 marcadores y 14 barras que representan los segmentos móviles del cuerpo del deportista (Winter, 1979). Las variables antropométricas masa y distancia parcial de los centros de gravedad de los distintos segmentos que permitirán estimar posteriormente el centro de gravedad global del deportista, fueron tomados del modelo de Paolo de Leva (1996 a y b) modificación del descrito por Zatsiorski y Seluyanov (1985).

Cada película se digitaliza obteniendo coordenadas bidimensionales y mediante el algoritmo de la Transformación Lineal Directa de Abel-Aziz y Karara (1971) y descrito así mismo por Wood y Marshall (1986), se obtuvieron las coordenadas tridimensionales. El suavizado de la trayectoria de los puntos se llevó a cabo utilizando el método de *Generalized Cross Validatory* de Woltring (1995) y mediante splines de 5° orden. A partir de la posición de los marcadores se calcularon sus trayectorias y las del centro de gravedad, las velocidades y los ángulos articulares. El programa permitió realizar representaciones gráficas tridimensionales seriadas del movimiento (figura 3).

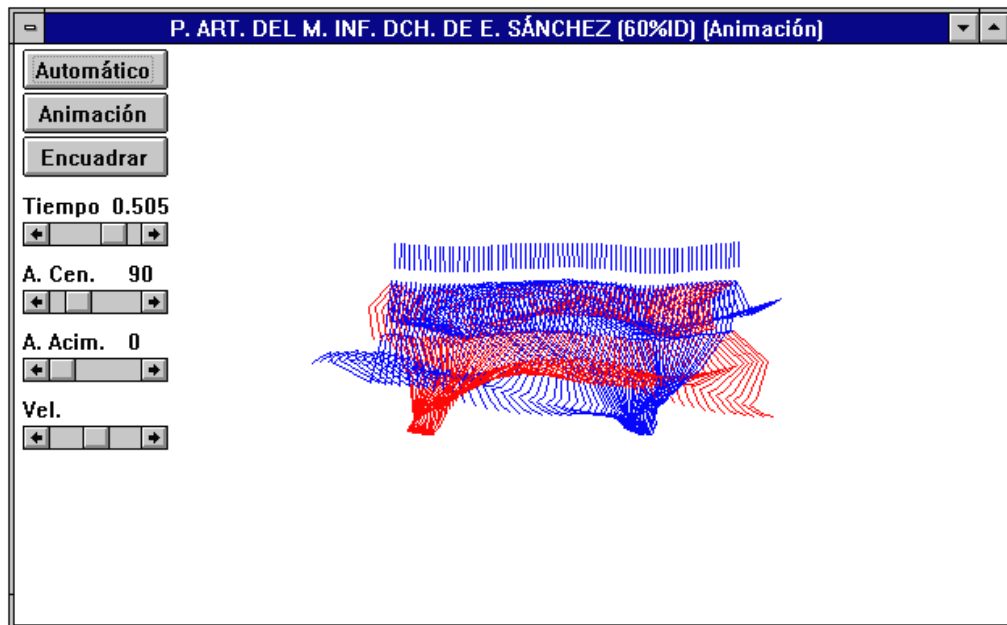


Figura 3. Imagen seriada del movimiento.

Los registros cinéticos se tomaron directamente el día de la filmación. Previamente el sujeto tuvo que pesarse en la plataforma. Los datos se almacenaron inmediatamente y fueron analizados en el laboratorio con posterioridad mediante el programa *Dinascan-IBV*. Los registros se trataron mediante un filtro digital Butterworth de 2° orden a 400 Hz. Mediante la representación gráfica de las tres componentes de la fuerza de reacción frente al tiempo, se buscaron los valores máximos en las fases de frenado y propulsivas y se calcularon los impulsos mecánicos y el resto de las variables cinéticas.

## 2.5. Tratamiento de los resultados.

Los resultados obtenidos fueron exportados y tratados mediante el paquete estadístico SPSS. Se realizó un análisis de covarianza trifactorial mixto, un factor de medidas independientes y dos factores de medidas repetidas, de acuerdo al diseño experimental. La covariable considerada fue la velocidad individual de cada atleta en cada uno de sus porcentajes debido a que se hallaron diferencias significativas entre los grupos en relación a la velocidad. Todas las variables se ajustaron individualmente a velocidades fijas de 5.5, 6.5, 7.5 y 8 m/s mediante regresión polinómica de segundo grado, obteniéndose las puntuaciones estimadas individuales pero respetando los residuales de cada sujeto en cada nivel de variable.

## 3. RESULTADOS.

De las 120 variables analizadas, 45 fueron significativas con el incremento de la velocidad y 33 lo fueron entre los grupos. A continuación, sólo se mencionarán aquellas que resultaron significativamente diferentes entre grupos.

### 3.1. Variables cinemáticas.

Las variables cinemáticas se agruparon en tres grandes bloques:

#### 3.1.1. Variables relacionadas con la frecuencia y la longitud de la zancada.

- Tiempo total de zancada.
- Tiempo de vuelo.
- Tiempo de la fase excéntrica del movimiento.
- Longitud de la zancada (figura 4).
- Frecuencia de zancada (figura 4).
- Distancia de apoyo.
- Distancia de vuelo.
- Distancia de propulsión.
- Oscilación vertical del centro de gravedad.

#### 3.1.2. Patrón articular.

Se obtuvieron resultados de los ángulos del muslo (cadera: ángulo del segmento respecto a la vertical), rodilla, tobillo y brazo (hombro: ángulo del segmento respecto a la vertical). En todas ellas se registraron los valores en siete instantes característicos de la carrera, así como los máximos y mínimos (figura 5).

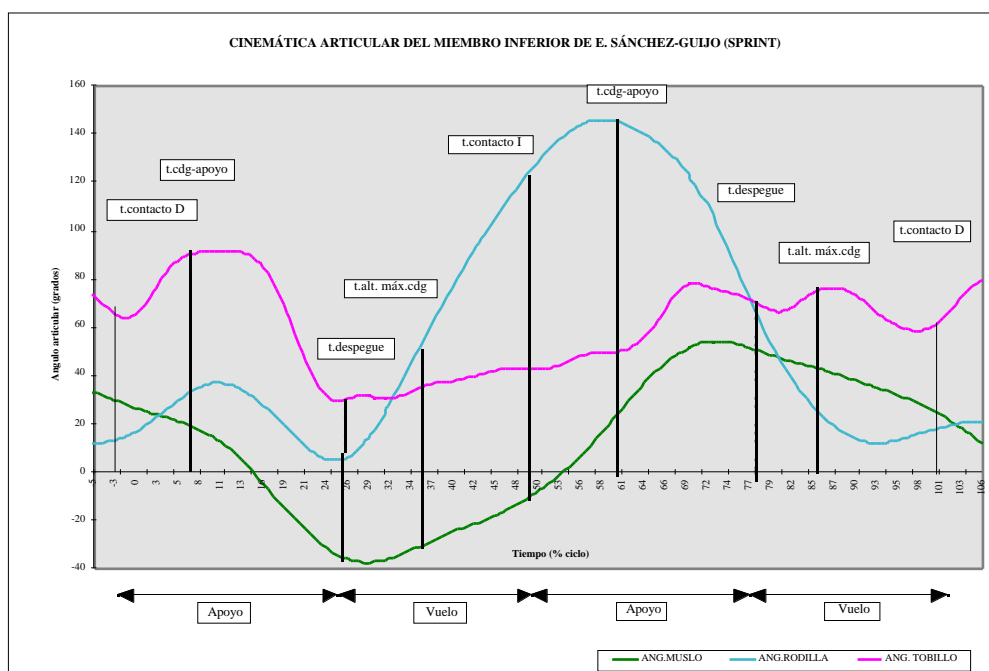


Figura 5. Patrón cinemático del miembro inferior.

El patrón articular sufrió variaciones significativas con la velocidad en ambos grupos, pero apenas se apreciaron diferencias entre ellos. Esto es indicativo de la individualidad del patrón de movimiento de los atletas. Resultaron claramente significativas entre grupos las siguientes variables:

- Ángulo de flexión máxima de cadera (muslo) en la fase de vuelo (figura 6)

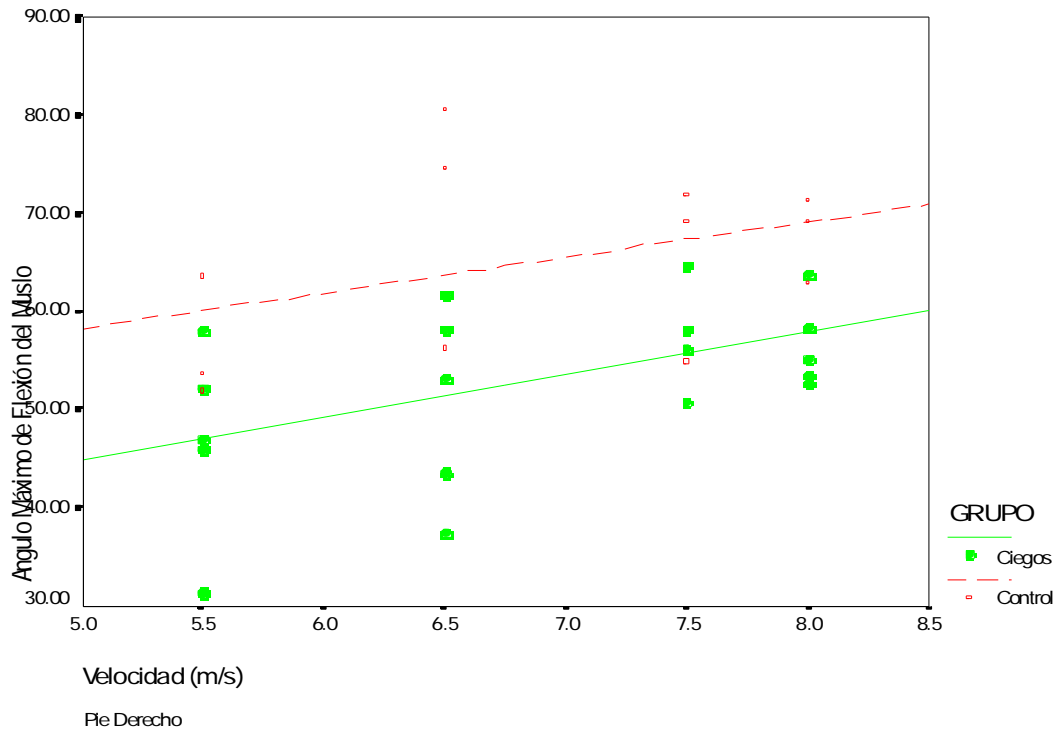


Figura 6. Ángulo de la cadera (muslo) de los atletas ciegos y controles.

Ángulo de flexión de muslo cuando la velocidad anteroposterior de dicho segmento fue máxima.

Ángulo de flexión del hombro derecho (figura 7)

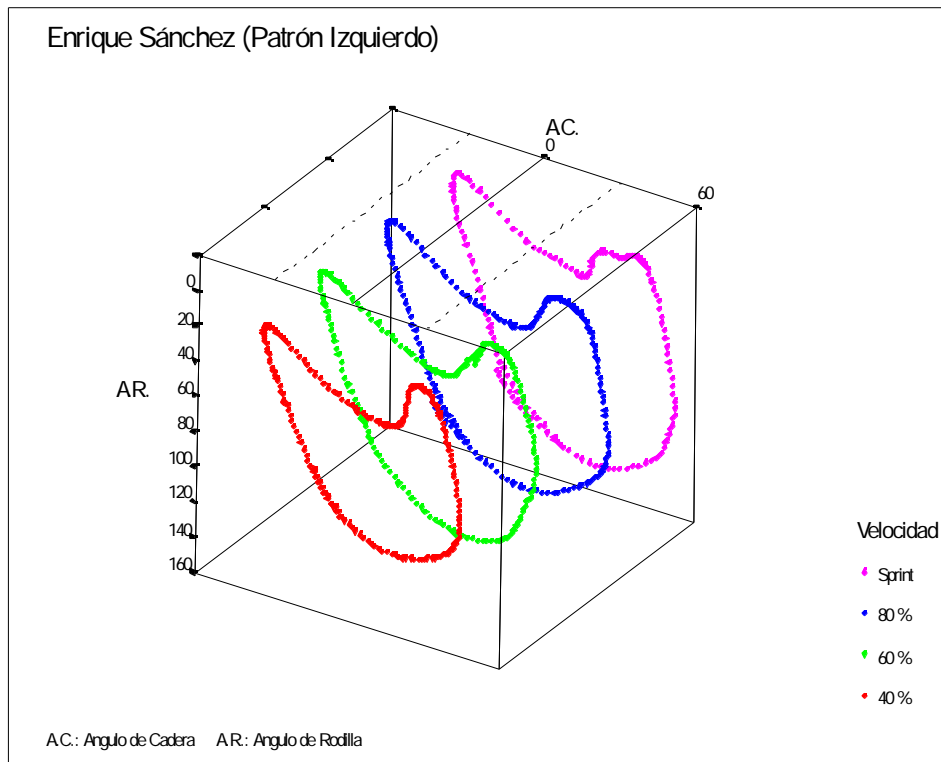




Figura 7. Diagrama cadera-rodilla .

Los diagramas ángulo-ángulo permitieron observar cómo se modifica la amplitud articular en los movimientos cíclicos. Una representación tridimensional de estos diagramas, en relación a la velocidad, da idea de cómo varió el área encerrada en la curva con el aumento de ésta, tanto en cadera-rodilla (figura 8) como en tobillo-rodilla.

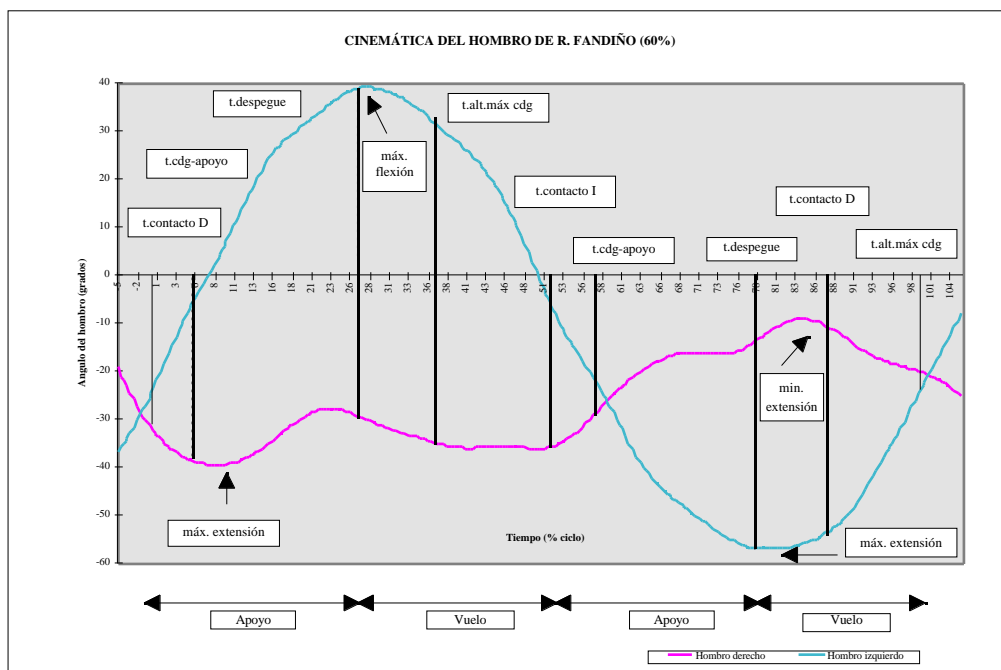


Figura 8. Patrón articular de los hombros de un atleta con guía.

### 3.1.3. Velocidades del centro de gravedad.

Velocidad anteroposterior máxima.  
 Velocidad vertical.  
 Ángulo de la velocidad resultante.

### 3.2. Variables cinéticas.

Fuerza vertical media.  
 Fuerza vertical de empuje.  
 Gradiente de descarga de la fuerza vertical.  
 Impulso mecánico de la fuerza vertical.  
 Variación de la velocidad vertical al paso por el apoyo.  
 Fuerza anteroposterior propulsiva.

Los registros de todas las fuerzas se representaron en gráficas tridimensionales para apreciar los cambios experimentados con la velocidad.

## 4. CONCLUSIONES.

A continuación se presenta un resumen de las conclusiones obtenidas tras finalizar el estudio. Éstas se agrupan en tres apartados relacionadas con:

- 4.1. Aspectos metodológicos.
- 4.2. Resultados y discusión del estudio.
- 4.3. Proyección de los resultados del estudio y futuras líneas de trabajo.

#### **4.1. Aspectos metodológicos.**

- 1.- El tema tratado es original y oportuno, dado que aporta importantes datos relativos a aspectos cinemáticos y cinéticos de la técnica de la carrera de los atletas ciegos paralímpicos que nunca han sido objeto de un estudio de estas características. Además, el tema ha sido tratado en una época histórica en que los atletas ciegos han llegado al más alto nivel del atletismo español en su categoría y en el que el impulso hacia nuevas metas se hacía necesario.
- 2.- Las conclusiones de este estudio ahondan en aspectos descriptivos de la cinemática y cinética de la técnica de la carrera, aplicable a la población con visión normal, que no habían sido abordados conjuntamente con las técnicas instrumentales utilizadas en este estudio.
- 3.- La información bibliográfica ha sido recopilada y ordenada poniendo de manifiesto el estado de conocimientos actual sobre la biomecánica de la carrera tanto en deportistas con visión normal como en atletas ciegos.
- 4.- Se ha desarrollado una metodología de análisis biomecánico mediante fotogrametría cine tridimensional de alta velocidad y de análisis de las cargas generadas por el deportista en los apoyos, mediante plataforma dinamométrica, que ha permitido hacer un estudio cinemático y cinético de la técnica de la carrera.
- 5.- Se ha puesto a punto un procedimiento para el tratamiento de los datos registrados y para el tratamiento estadístico de los resultados que ha permitido comparar las distintas variables entre los grupos objeto de estudio en cualquier nivel de velocidad.

#### **4.2. Conclusiones sobre los resultados del estudio y su discusión.**

- 6.- La longitud de zancada a velocidades medias y altas fue menor en atletas ciegos mientras que la frecuencia fue mayor. El incremento de la velocidad de media a alta se produce aumentando la frecuencia de zancada y, más levemente, la longitud, en ambos grupos.
- 7.- Las distancias de apoyo y vuelo, dentro de un ciclo de zancada, dependen de la velocidad siendo mayor la primera en atletas ciegos y menor la segunda.
- 8.- Una reducida distancia de vuelo es consecuencia de una velocidad y un ángulo de despegue menor en atletas ciegos y se pone de manifiesto por una menor oscilación vertical del centro de gravedad.
- 9.- La oscilación vertical del centro de gravedad decreció con el incremento de la velocidad en ambos grupos siendo significativamente menor en atletas ciegos.
- 10.- Durante el apoyo, el impulso mecánico vertical, que permite generar una componente vertical de la velocidad, fue menor en atletas ciegos lo que supone un menor incremento en la magnitud de dicha velocidad y, por tanto, un ángulo de despegue menor que el producido por los atletas control.
- 11.- El impulso mecánico vertical y el cambio de velocidad vertical decreció en los dos grupos de atletas con el incremento de la velocidad, aumentando la componente anteroposterior. Esto proporciona un incremento de la longitud de la zancada.

12.- La fuerza vertical media y la fuerza vertical de empuje, producidas en los apoyos, fueron menores en atletas ciegos siendo indicativo de deficiencias técnicas importantes y de una menor fuerza muscular extensora. Este hecho limita el desarrollo de una velocidad vertical adecuada para preparar una fase de vuelo más larga y hace que dichos atletas, para mantener el régimen de velocidad, tengan que dar más pasos, es decir, aumentar la frecuencia de zancada.

13.- La duración de la fase de frenado, desde el contacto hasta el instante en que el centro de gravedad pasó por encima del apoyo, resultó ser significativamente mayor en atletas ciegos decreciendo levemente con la velocidad.

14.- La distancia de frenado no se modificó con la velocidad mientras que la de despegue aumentó considerablemente con ésta en ambos grupos. Esta última variable es una de las que decide la longitud de zancada, por lo que se recomienda la búsqueda de una estrategia para aumentarla, pues favorecería la mejora técnica de los atletas ciegos.

15.- La distancia de propulsión se logra gracias a la participación de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo en extensión. La extensión máxima de cadera y tobillo resultan incrementadas con la velocidad sin que varíe el patrón articular de la rodilla en ningún grupo. El hombro participa aumentando su flexión máxima con la velocidad.

16.- El hecho de que la extensión de la cadera y tobillo sea mayor con la velocidad se supone que proporciona una mayor componente de velocidad anteroposterior y menor vertical, puesto que el ángulo de despegue decreció con ésta en ambos grupos.

17.- La acción del muslo en la fase de balanceo hace aumentar las velocidades anteroposteriores y verticales del centro de gravedad para que la resultante alcance su máximo valor en el momento del despegue.

18.- La acción del segmento muslo libre en sentido anteroposterior tiene como objeto el de compensar las fuerzas excéntricas generadas en los apoyos y evitar pérdidas de velocidad de avance del centro de gravedad. La menor flexión del muslo de la pierna libre, en el instante en que la velocidad anteroposterior de dicho segmento fue máxima, hallada en los atletas ciegos, hace que esta acción sea menos eficaz. Esto, unido a que la velocidad anteroposterior de dicho segmento fue menor en atletas ciegos, limita el avance del centro de gravedad y marca diferencias importantes entre ambos grupos de atletas.

19.- El gradiente de descarga de la fuerza, observado en la fase concéntrica del movimiento, resultó menor en atletas ciegos lo que denota una menor potencia de la musculatura extensora. Este hecho se manifiesta mediante una velocidad vertical máxima reducida en relación al grupo control.

20.- El valor máximo de velocidad anteroposterior que adquirió el segmento muslo coincidió con la máxima flexión de rodilla en la fase de vuelo cuando éste último se halló perpendicular al suelo. Se produjo, sin embargo, un retraso en la aparición de la máxima flexión de rodilla en vuelo en los atletas ciegos provocada posiblemente por el mayor tiempo de apoyo ocasionado en la fase excéntrica.

21.- Tanto la fuerza propulsiva anteroposterior como el impulso propulsivo aumentaron con la velocidad pero fueron menores en atletas ciegos. Estos valores ponen de manifiesto la necesidad de potenciar tanto la musculatura extensora como la acción de recobro de la pierna libre por parte de éstos.

22.- El efecto que produce la unión de los atletas ciegos a un guía mediante una cuerda en la carrera es impedir que el hombro unido realice el movimiento de flexión en toda su amplitud. Esto provoca una flexión superior en el hombro contrario al hallado en atletas control y sobre el mismo sujeto sin guía.

#### **4.3. Proyección de los resultados del estudio y futuras líneas de trabajo.**

23.- La elaboración de unos informes individuales permite analizar la técnica de los atletas con respecto a su grupo y con relación al grupo control. La presentación de los informes es ordenada, sencilla y clara y facilita la búsqueda y el contraste de la información. Dicha información permitirá a los técnicos deportivos buscar la estrategia de entrenamiento acordes con la problemática particular.

24.- A partir de este trabajo se abre una línea de investigación en relación a la técnica de la carrera en deportistas ciegos quedando muchos otros aspectos de la técnica por analizar.

## 5.- BIBLIOGRAFÍA.

ABEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *ASP Symposium on Close Range Photogrametry*.

ARNHOLD, R. W.; McGRAIN, P. (1985). Selected kinematic patterns of visually impaired youth in sprint running. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 2, 206-213.

CAVANAGH, P. R.; KRAM, R. (1990). Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. En Cavanagh, P.R.: *Biomechanics in distance running*. Champaign Illinois: Human Kinetics.

CAVANAGH, P.R.; LAFORTUNE, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397-406.

DE LEVA, P.(1996a). Adjustment to Zatsiorski-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics* 29 (9) 1223-1230.

DE LEVA, P.(1996b). Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of Biomechanics* 29 (9) 1231-1233.

DILLMAN, C.J. (1975). Kinematic analysis of running. *Exercise and Sports Science Reviews*, 3, 193-218.

ELLIOTT, B.C.; BLANCKSBY, B.A. (1979). Optimal stride length considerations for male and female recreational runners. *British Journal of Sports Medicine*, 13, 15-18.

FERRO, A. (1993). Biomecánica deportiva. En *Libro de Ponencias: I. Congreso Paralímpico Barcelona'92*, 269-317. Barcelona. Fundación .O.N.C.E.

FRISHBERG, B.A. (1983). An analysis of overground and treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15, 6, 478-485.

GORTON, B.; GAVRON, S. J. (1987). A Biomechanical Analysis of the Running Pattern of Blind Athletes in 100-m dash. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 4, 192-203.

HAY, J.G. (1985). *The biomechanics of sports techniques*. Englewood Cliffs: Prentice-Hall.

HINRICHS, R.N. (1990). Upper extremity function in distance running. En Cavanagh, P.R.: *Biomechanics in distance running*, 107-133.: Human Kinetics.

LUHTANEN, P.; KOMI, P.V. (1978). Mechanical factors influencing running speed. En Asmussen, E.; Jorgensen, K.: *Biomechanics VI-B*, 23-29. Baltimore: University Park Press.

MERO, A.; KOMI, P.V. (1985). Effects of supramaximal velocity on biomechanical variables in sprinting. *International Journal of Sports Biomechanics*, 1, 240-252.

MERO, A.; KOMI, P.V. (1994). EMG, force, and power analysis of sprint-specific strength exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 10, 1-13.

MERO, A.; KOMI, P.V.; GREGOR, R.J. (1992). Biomechanics of sprint running. *Sports Medicine*, 13, 6, 376-377.

MANN, R.A.; HAGY, J.L. (1980). Biomechanics of walking, running and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 8, 5, 345-350.

MANN, R.V.; SPRAGUE, P.G. (1980). A kinematic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 2, 334-348.

MILLER, D.I. (1990). Ground reaction forces in distance running. En Cavanagh, P.R.: *Biomechanics in distance running*, 107-133.: Human Kinetics.

MUNRO, C.F.; MILLER, D.I.; FUGLEVAND, A.J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20, 2, 147 - 155.

NIGG, B.M. (1986). *Biomechanics of Running Shoes*. Champaign: Human Kinetics.

PINK, M.; PERRY, J.; HOUGLUM, P.A.; DEVINE, D.J. (1994). Lower extremity of motion in the recreational sport runner. *The American Journal of Sport Medicine*, 22, 4, 541-549.

POPE, C. J.; McGRAIN, P.; ARNHOLD, R.W. (1986). Proceedings: running gait of the blind: a kinematic analysis. En: *The Olympic Scientific Congress, 1984.*, 173-177. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

SAITO, M.; OHKUWA, T.; IKEGAMI, Y.; MIYAMURA, M. (1983). Comparison of sprint running in the trained and untrained runners with respect to chemical and mechanical energy. En Matsui, H.; Kobayashi, K.: *Biomechanics VII - B*, 963-968. Champaign. Illinois: Human Kinetics.

WINTER, D.A. (1979). *Biomechanics in Human Movement*. John Willey and Sons.

WOLTRING, H.J. (1995). Smoothing and differentiation techniques applied to 3D data. En Allard, P.; Stokes, I. A. F.; Blanchy, J. P. E.: *Three dimensional analysis of movements*. Champaign Illinois: Human Kinetics.

WOOD, G.A.; MARSHALL, R.N. (1986). The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *Journal of Biomechanics*, 19, 9, 781-785.

ZATSIORSKI, V.; SELUYANOV, V. (1985). Stimulation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. En Winter, D. A.; Norman, R. W.; Wells, R. P.; Hayes, K. C., Patla, A. E.: *Biomechanics IX - B*. 233-244. Champaign Illinois: Human Kinetics.