

Article

Relación entre la Postura Bípeda y la Cinemática de la Carrera

Lic. Gabriel Willig

Ciencia del Movimiento

RESUMEN

Hipótesis: Las desalineaciones consideradas normales o la combinación de pequeñas desalineaciones en la postura estática bípeda pueden generar cambios en la cinemática de la técnica de carrera que predispongan a la acumulación de microlesiones generando, a largo plazo, la aparición de lesiones por sobreuso (13, 34), tanto directamente en la articulación donde está la desalineación como a distancia en otras articulaciones (21, 26). **Objetivo:** Determinar si la posición relativa de los segmentos corporales del miembro inferior durante la bipedestación estática condiciona la cinemática de la carrera de fondo en corredores recreativos. Se plantea que las desalineaciones consideradas normales o la combinación de pequeñas desalineaciones pueden generar cambios en la cinemática de la técnica de carrera. **Material y Método:** El estudio biomecánico se realizó en el CEBIOP (Centro de Estudios Biomecánicos y Posturales) de la Universidad Maimonides, a 19 corredores recreativos entre los cuales había alumnos de la carrera de Educación Física, Kinesiología y corredores amateurs de la Ciudad de Buenos Aires. A cada miembro inferior se lo consideró como una unidad experimental independiente ya que la posición relativa de cada miembro inferior es independiente de la otra pudiéndose hallar una cadera en extensión y rotación interna y la otra en extensión y rotación externa afectando de forma distinta a la cinemática de la carrera, por ende se las evaluó separadamente. Por ello, se analizaron 38 miembros inferiores en bipedestación estática y en la dinámica de la carrera. Se midió tridimensionalmente la posición inicial en bipedestación estática y la evolución de los ángulos relativos y absolutos, desarrollados durante la carrera. Se calculó el coeficiente de correlación de Pearson para establecer la relación entre las variables y se midió su significancia.

Resultados: En los 38 miembros inferiores estudiados, los resultados obtenidos reflejan que la correlación entre la postura estática en bipedestación y la cinemática de la carrera es alta ($p < 0,05$) en el plano frontal de ambas fases (apoyo y balanceo) de la carrera en la articulación de la cadera; en las dos fases del plano horizontal; en el plano frontal de la fase de apoyo y en ambas fases del plano sagital en la articulación de la rodilla y en el plano frontal de la fase de apoyo de la articulación del tobillo y subastragalina, lo que nos indica que la posición relativa de la postura estática condiciona el desarrollo de la cinemática de la carrera en estas fases y planos en las mencionadas articulaciones; mientras que en el resto de los planos dentro de las distintas fases la correlación no llegó a ser significativa. **Conclusiones:** Por los resultados obtenidos se puede afirmar que la posición relativa de los segmentos del miembro inferior medidos durante la postura estática de bipedestación si condiciona la cinemática de la carrera. Si bien la cinemática de la carrera depende de diversos factores, se puede afirmar que la estática postural es un factor importante y condicionante del desarrollo de la técnica de carrera. En el resto de los planos y fases la correlación no llegó a ser significativa, pero hay que destacar que todos tuvieron algún grado de correlación.

Palabras Clave: cinemática, carrera de fondo, estática postural

INTRODUCCIÓN

Dada la gran participación de la población en carreras de larga distancia y consecuentemente la aparición, cada vez más frecuente, de lesiones por sobreuso, es importante comprender mejor el origen multifactorial que condiciona estas lesiones (2, 4, 9,13, 26, 27, 33, 38,40, 46, 49). Empíricamente por la experiencia acumulada, en general se sostiene que la alteración de alineación de MMII es un factor de posibles lesiones, pero no está analizado ni explicado con fundamentos científicos. En la bibliografía revisada, varios autores (32, 51) concluyen: “la mala alineación no es un factor precisamente a la lesión salvo en el síndrome rotuliano” (32) pero muchos otros sostienen lo contrario (13, 26, 31, 40, 46) y lo demuestran por ejemplo en las evaluaciones de factores correspondientes a alteraciones del tendón de Aquiles (2, 26, 39, 41) donde se afirma que la posición relativa de los segmentos corporales en la postura bípeda estática sí inciden como factor de lesión.

La técnica de la carrera está bien documentada (10, 19, 30, 42, 43) pero hay que considerar todos las variantes que se pueden encontrar dentro de lo estadísticamente normal. Una diferencia importante a considerar, es la existente entre sexos (36, 37) en cuanto a distintas variables de alineación de MMII, las cuales pueden dar como resultado distinta cinemática y, por lo tanto, variar la predisposición a lesiones. Otra característica es la edad dado que la cinemática va variando a la largo del los años del deportista (22, 35).

Para poder entender mejor los mecanismos que, por efecto acumulativo, llevan a una posible lesión, debemos primero preguntarnos ¿Cómo se comportan las variables de la cinemática de la carrera con la variación de las mismas en la estática postural?

La importancia de éste análisis radica en poder realizar tratamientos o entrenamientos preventivos con un abordaje global del cuerpo humano a partir del conocimiento de ésta relación.

En los grandes desequilibrios es relativamente fácil apreciar la alteración de la cinemática tanto en la marcha como en la carrera, mientras que no resulta tan perceptible cómo las variaciones menores puedan afectar la técnica de la carrera.

Diversos autores (13, 31, 46,) han concluido que la alineación de los miembros inferiores tiene relación con la predisposición a lesiones en corredores recreativos pero ninguno de éstos ha evaluado cómo es la cinemática intra-sujeto e inter-sujeto, para analizar cuánto condiciona la estática a la dinámica dentro de los parámetros normales, no patológicos.

Dada la falta de acuerdo en la literatura, el propósito de este estudio fue determinar la relación entre las mediciones estáticas de la alineación del miembro inferior en bipedestación y las mediciones en la cinemática de la carrera. Para ello se realiza un estudio prospectivo de corredores recreativos.

MATERIAL Y METODOS

Los participantes

Diecinueve corredores participaron de este estudio, que fue realizado en el lapso de 4 meses (Junio- Septiembre 2012) de los cuales cinco son del sexo femenino y catorce del sexo masculino con un promedio de edad de 37 años; 1,7m de altura; 68 kg de peso y un IMC de 23. Los criterios de inclusión requieren que los participantes no utilicen ningún tipo de ortesis (20), entrenen por lo menos tres veces por semana con un total semanal de más de 10 km, utilizando la técnica de apoyo de talón, y que tengan una edad de entre 18 a 64 años (definición de adulto de la OMS). Los criterios de exclusión fueron que los corredores hayan presentado algún tipo de lesión durante los 3 meses previos a la evaluación. Este estudio fue aprobado por la dirección de la Carrera de Licenciatura en Educación Física y Deporte de Universidad Maimónides. Criterios bioéticos: Se le solicitó consentimiento a cada participante y se les resguarda la identidad durante toda la investigación.

Procedimientos

Para analizar la cinemática a través del video en tres dimensiones de la extremidad inferior se colocó un conjunto de 22 marcadores reflectantes sobre los puntos anatómicos de la pelvis y las extremidades inferiores (29, 44), para el posicionamiento de los marcadores reflectantes se utilizó, el protocolo planteado por Davis (14) modificado para los miembros inferiores excepto los pies y el protocolo propuesto por Cappozzo (5) para los pies. Un ensayo de calibración se realizó previamente (11, 17), en el cual el participante, estando en postura bípeda neutral, se le indicó que adopte su postura habitual con la mirada hacia el frente durante 15 segundos de los cuales se calculó en promedio de las posiciones

ya que durante la postura estática se generan variaciones en los ángulos relativos de las articulaciones. Después de la prueba de calibración estática, se le indico que realice varias pruebas funcionales como la sentadilla monopodal, flexo-extensión de cadera, rodilla, etc. para luego realizar la carrera en pista (23). La fiabilidad de la adquisición de variables cinemáticas con análisis 3D dentro de la jornada es excelente (ICC 0,92) y la fiabilidad entre los días es entre buena y excelente (ICC 0,80) (52). Todos los marcadores en las zapatillas se colocaron por medio de la estimación de su posición correspondiente en el pie por la palpación. Los ejes y planos de los sistemas de coordenadas anatómicas se determinaron de acuerdo a Cappozzo (5, 6).

Para definir los sistemas de referencia que representen los distintos segmentos corporales, es necesario determinar los centros de rotación de la cadera, rodilla y tobillo (3, 12, 15, 16, 18, 24, 25). El centro de la articulación de la cadera se determinó usando el método matemático de Harrington (25). El correspondiente a la rodilla y el tobillo se determinaron como el punto medio entre los epicóndilos del fémur y el maléolo medial y lateral, respectivamente. Los movimientos de la cadera, rodilla y el tobillo se calcularon en todos los planos anatómicos (frontal, sagital y transversal).

Además de los ángulos articulares relativos, se midieron los ángulos absolutos de la pelvis, fémur, tibia y el pie (45). Estos ángulos se midieron entre los sistemas de referencias de cada segmento corporal y el sistema de referencia del laboratorio.

Los datos cinemáticos fueron grabados y digitalizados a 120 Hz con seis cámaras infrarrojas digitales (BTS Bioengineering, Padova, Italia) Se analizó un ciclo completo de carrera de ambas piernas para cada corredor. La captura de las posiciones de los marcadores se realizó utilizando el software SMART capture (BTS Bioengineering, Padova, Italia). Luego se procedió a procesar los archivos con el programa SMART Tracker (BTS Bioengineering, Padova, Italia) para después realizar el análisis con el software SMART analyzer (BTS Bioengineering, Padova, Italia) con el cual se obtuvo los cálculos de toda la cinemática.

Los datos se alisaron con un filtro Butterworth de 20-Hz paso bajo de cuarto orden y retardo cero. Los participantes fueron filmados mientras se realizaba la carrera en pista y se les indico que realicen un trote a la velocidad autoregulada (Figura 1). Antes de iniciar la prueba realizaron una entrada en calor de 10 minutos.

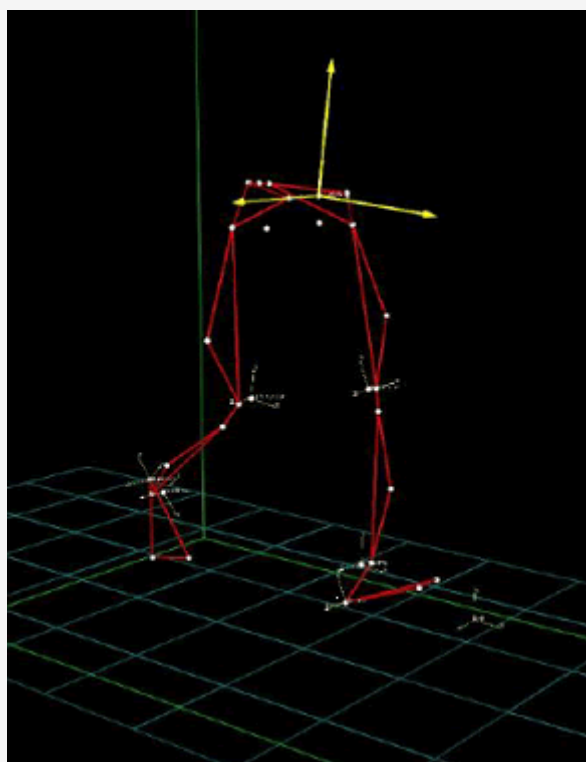


Figura 1. Gráfico de Dempster con los respectivos centros de rotación y sistemas de referencias internos.

Análisis de los Datos

Para poder establecer si la postura estática condiciona la cinemática de técnica de carrera se determinaron los instantes de la carrera a ser evaluados y correlacionados con los datos obtenidos durante de estática. Los ángulos relativos de la estática postural fueron el resultado de calcular el promedio de todas las posiciones generadas durante los 15 segundos de bipedestación estática que se le indicó al comienzo de la prueba.

Las variables seleccionadas dentro de las mediciones de la cinemática desarrollada durante la carrera fueron: En la articulación de la cadera se midió: en el plano frontal, máxima aducción en la fase de apoyo y máxima abducción en la fase de balanceo (Figura 2); figura donde se puede observar el movimiento de aducción por parte de la cadera durante la fase de apoyo, fundamental para la amortiguación, seguida por un movimiento de abducción de cadera en la base de balanceo.

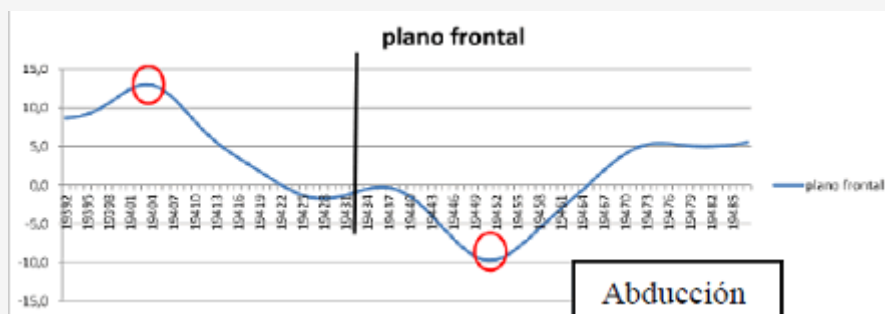


Figura 2. Movimiento de aducción de la fase de apoyo seguido por el movimiento de abducción en la fase de balanceo

En el plano horizontal, se seleccionó la máxima rotación en las dos fases (Figura 3); Se observa una rotación interna durante la fase de apoyo y un movimiento que tiende a la rotación externa durante la fase de balanceo.

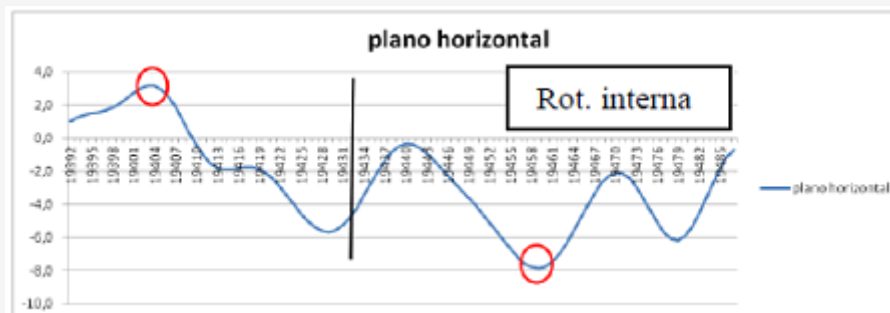


Figura 3. Movimiento de rotación interna de la fase de apoyo seguido por el movimiento de rotación externa en la fase de balanceo

En el plano sagital, se seleccionó la máxima extensión en la fase de apoyo y máxima flexión en la fase de balanceo (Figura 4), en esta figura es notable la propulsión producida durante la etapa final de la fase apoyo y la elevación de la rodilla por la flexión de cadera en la fase de balanceo

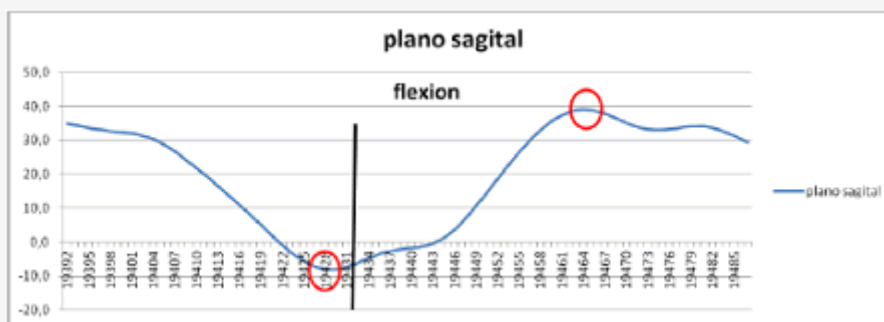


Figura 4. Movimiento de extensión de la fase de apoyo seguido por el movimiento de flexión en la fase de balanceo

En la articulación de la rodilla se midió: en el plano frontal, el máximo valgo o varo (según el participante) en la fase de apoyo, y el movimiento contrario en la fase de balanceo (Figura 5). En esta figura se observa el valgo producido durante la fase de apoyo y la variación del rango de movimiento durante la fase de balanceo.

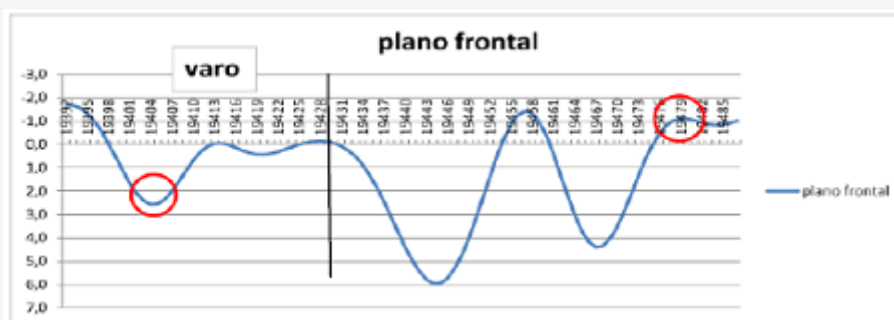


Figura 5. Movimiento de valgo de la fase de apoyo seguido por el movimiento oscilante en la fase de balanceo

En el plano horizontal, se calculó la máxima rotación interna en la fase de apoyo y la máxima rotación externa en la fase de balanceo (Figura 6); figura donde se observa una rotación interna durante la etapa inicial del apoyo como mecanismo amortiguador seguida de una rotación externa en la etapa final generando potencia en el impulso para continuar esta rotación en la etapa inicial de la fase de balanceo.

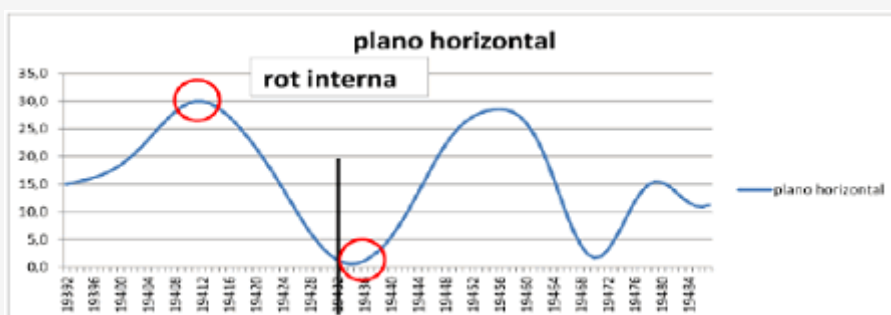


Figura 6. Movimiento de rotación interna de la fase de apoyo seguido por el movimiento de rotación externa hacia la fase de balanceo

En el plano sagital se evaluó, la máxima flexión de la fase de apoyo y la máxima extensión de la fase de balanceo (Figura 7). Se puede ver la flexión desarrollada durante la fase de apoyo y la flexión en la etapa inicial de la fase de balanceo,

seguida por una extensión en la etapa final de ésta fase.

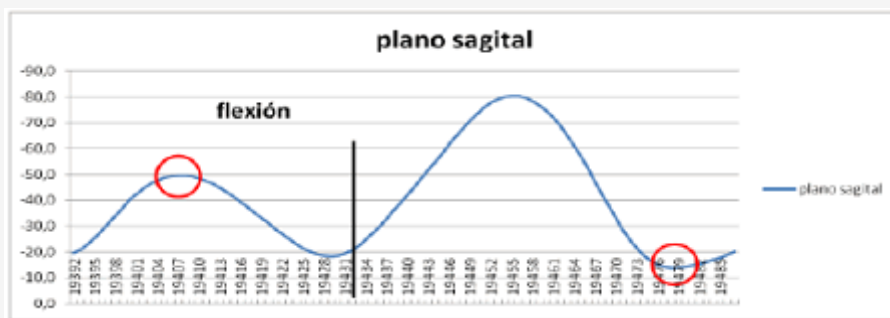


Figura 7. Movimiento de flexión de la fase de apoyo seguido por el movimiento de flexión en la fase de balanceo

Por último, en la articulación del tobillo (art. tibioperoneoastragalina y art. subastragalina) se midió: en el plano frontal, la máxima abducción (rotación tibial interna) en la fase de apoyo, y la máxima aducción (rotación tibial externa) en la fase de balanceo (Figura 8); donde se analiza que la abducción del pie se genera como mecanismo amortiguador sumándose al resto de los movimiento articulares en ésta etapa de la fase de apoyo que se continua con una aducción como movimiento propulsivo que se prolonga hasta la fase de balanceo.

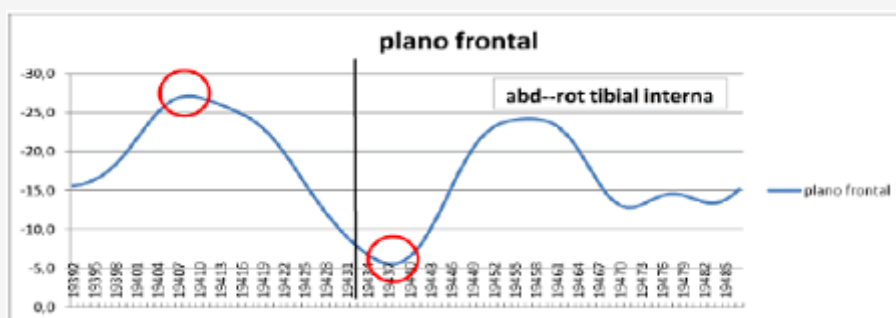


Figura 8. Movimiento de abducción de la fase de apoyo seguido por el movimiento de aducción hacia la fase de balanceo

En el plano horizontal se seleccionó, la máxima eversión de la fase de apoyo y la máxima inversión de la fase de balanceo (Figura 9). En esta figura, se puede ver que la etapa inicial de la fase de apoyo también contribuye fuertemente generando un movimiento de eversión seguido por un movimiento de inversión de la etapa de impulso de la carrera que se continúa con la fase de balanceo para luego posicionarse para una nueva eversión.

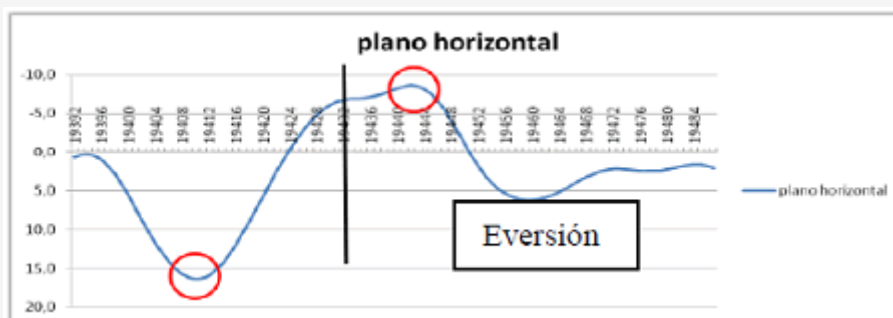


Figura 9. Movimiento de eversión de la fase de apoyo seguido por el movimiento de inversión en la fase de balanceo

En el plano sagital, se evaluó máxima flexión dorsal de la fase de apoyo y máxima extensión de la fase de balanceo (Figura 10). Se aprecia un movimiento de flexión dorsal en la etapa de amortiguación de la fase de apoyo seguido de uno de extensión en la etapa propulsiva de la misma fase y un retorno a la flexión dorsal en la fase de balanceo.

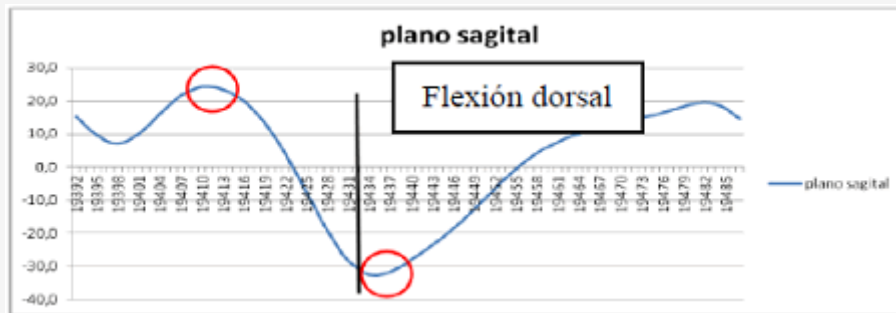


Figura 10. Movimiento de flexión dorsal de la fase de apoyo seguido por el movimiento de flexión plantar hacia la fase de balanceo

En el análisis estadístico, se estableció el coeficiente de correlación de Pearson para determinar la relación entre las variables, se calculó el promedio de los porcentajes que representan la fase de apoyo y la fase de balanceo al igual que el promedio de duración del ciclo del paso y el coeficiente de determinación.

Un nivel de significación de 0.05 fue adoptado en todas las pruebas estadísticas, que se realizaron con el programa SPSS 20 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE.UU.).

RESULTADOS

La Tabla 1 muestra los valores de los ángulos relativos de las articulaciones de todos los participantes, durante la posición de bipedestación estática. Como podemos ver la combinación de las posturas estáticas son muy variadas lo que indica que cada persona tiene variaciones particulares dependiendo de varios factores como los hábitos deportivos, laborales, factores genéticos, y adquiridos durante su evolución ontogenética.

Pierna	CADERA			RODILLA			TOBILLO		
	P. Frontal	p. horizontal	p. sagital	p. frontal	P. horizontal	P. sagital	P. Frontal	P. horizontal	P. sagital
1	-1	6,3	-7,5	-2,1	-5,3	-6,3	10,5	1,6	5,8
2	2,3	6,7	-3,6	0,9	-17,8	1,4	17,9	-4,5	7,3
3	-2,5	-16,6	5	-3,6	8,9	6,4	6	-3	14,2
4	-5,4	1,8	0,6	-3	20,7	-3,5	-14,5	0,1	11
5	-4,7	1,3	-4,1	-2,8	2,2	-1,5	-1,6	-6,1	12,8
6	-7	2,7	-6,3	-4,3	-7	-6,3	8,3	-1,9	7,6
7	-12,5	-13,6	-4,2	-11,9	9,8	-1	-9,1	1,2	13
8	-5,7	-27	-2,7	-6,8	9,8	2,6	-9,2	0,1	11
9	-1,9	-10,3	-4,4	-3,2	-4,1	-3,8	16,3	-1,3	7,7
10	-2,4	-3	-2,3	1,3	21,1	2,6	-9,8	-3,7	15,1
11	3,4	3,7	5,6	-2	-9,2	5,7	0,1	-3	8
12	-11,5	-14	5,3	-4,1	-1,8	9,2	4,9	-8,5	12,8
13	-0,3	4	-5,1	-3,9	5,6	3,9	-6,6	-1,8	15,7
14	-4,4	-18,6	-3,5	-1,3	0,6	2,7	-1,7	-11,6	7,5
15	3,1	0,6	0,4	-0,8	-0,1	-7,3	6,6	0	8,5
16	2,4	7,9	0,8	1,2	-0,9	-7,6	4,3	-0,4	7,4
17	1	3,2	0,3	-0,8	10,2	6,4	-8,8	-0,1	17
18	-1,1	-4	-5,7	-2,4	-1,1	-6,1	1,4	-4,2	11,3
19	1,9	-8,9	-1,8	2,3	19,8	17,1	-10,1	-0,6	19,9
20	-0,3	-8,5	-6,1	-0,1	18,5	9	-1	2,8	12,9
21	1,3	-10,5	-7,7	1,5	34,2	5,1	-16,7	12,7	15,6
22	-2,8	-1,7	-11,7	-1	2	-5	4,1	-0,3	7
23	-1,9	13,3	-8,6	0	-2,4	-4,3	-9,2	-2,8	10,4
24	-0,8	-0,9	-8,1	-0,7	-20,9	-3	13,3	1,5	5,2
25	-3,8	-4	-4,9	-5,7	-5,4	2,8	15,2	4,9	12,9
26	0,8	1,2	-5,8	-2	18,7	-1,1	-0,8	4,1	10,4
27	-5,6	-6,3	4,3	0	4,2	8,5	5,8	0,3	14,7
28	-3,9	-5,8	5	-1,5	10,5	9,1	2,9	-7,2	14,4
29	-4,5	-0,6	5,6	-3	-17,1	13	13,9	-3,6	16,8
30	-4,5	0,2	2,1	-5	-5,6	7	0,9	-3,9	15,2
31	1,8	4,3	-8,4	2	-3,2	-7,8	-3	-0,6	6,1
32	-1,2	-2,1	-5,2	1,3	-7,9	-2,1	10,6	-0,8	9,1
33	1,3	-1,5	-11,2	-1	-5,1	-4,7	-3,8	3,4	11,6
34	-5	0,8	-7,7	-2,4	1,5	0	-2,8	1,8	13,2
35	-6,3	-5,5	-1,8	-3,5	8,4	1,4	-5	11,5	8
36	3,2	8,9	-1,4	1,2	-4,1	-3,2	-1,8	10	3,5
37	-2,5	0	-4,4	-6,4	13	9,8	-1,7	4,9	17,1
38	-0,5	8,8	5,2	-2,9	17,2	10,3	-7,9	-3	21,3

En la Tabla 2, se observa los valores promedio de los ángulos relativos obtenidos en las dos etapas principales del estudio, los ángulos de la postura de bipedestación estática y los ángulos en la fase de apoyo y en la fase de balanceo de la carrera.

VARIABLES		Sub-variable	Dimensiones	Procedimientos	Valores promedio
Estática		Coxofemoral	P. frontal	Angulo relativo entre el sistema de referencia pelvis y el sistema de referencia fémur.	Abducción 2,1°
			P. horizontal	ídem	Rotación externa 2,3°
			P. sagital	ídem	Extensión 2,7°
		Rodilla	P. frontal	Angulo relativo entre el sis. de referencia fémur y el sis. de referencia tibia.	Valgo 2°
			P. horizontal	ídem	Rotación interna 3,1°
			P. sagital	ídem	Flexión 1,6°
		Tobillo y pie	P. frontal	Angulo relativo entre el sis. de referencia tibia y el sis. de referencia pie.	Aducción 0,5°
			P. horizontal	ídem	Inversión 0,3°
			P. sagital	ídem	Flexión 11,6°
Dinámica	Fase de apoyo	Coxofemoral	P. frontal	Angulo relativo entre el sistema de referencia pelvis y el sistema de referencia fémur.	Aducción 11,8°
			P. horizontal	ídem	Rotación externa 0,6°
			P. sagital	ídem	Extensión 6,8°
		Rodilla	P. frontal	Angulo relativo entre el sis. de referencia fémur y el sis. de referencia tibia.	Varo 2°
			P. horizontal	ídem	Rotación interna 24,8°
			P. sagital	ídem	Flexión 44°
		Tobillo y pie	P. frontal	Angulo relativo entre el sis. de referencia tibia y el sis. de referencia pie.	Abducción 19,4°
			P. horizontal	ídem	Eversión 19,7°
			P. sagital	ídem	Flexión 22,8°
	Fase de balanceo	Coxofemoral	P. frontal	Angulo relativo entre el sistema de referencia pelvis y el sistema de referencia fémur.	Abducción 6,3°
			P. horizontal	ídem	Rotación interna 2,8°
			P. sagital	ídem	Flexión 37,8
		Rodilla	P. frontal	Angulo relativo entre el sis. de referencia fémur y el sis. de referencia tibia.	Valgo 0,2°
			P. horizontal	ídem	Rotación 0°
			P. sagital	ídem	Flexión 10°
Tobillo y pie	P. frontal	Angulo relativo entre el sis. de referencia tibia y el sis. de referencia pie.	Abducción 0,4°		
	P. horizontal	ídem	Inversión 9,3°		
	P. sagital	ídem	Extensión 25,4°		

En la Figura 11, se muestra el gráfico de dispersión del plano frontal de la articulación de la cadera. En esta articulación y plano se encontró una abducción promedio de 2,1° para la postura estática y una aducción de 11,8° en la fase de apoyo con una correlación de -0,34 ($p < 0,05$) significativa, lo que indica que el aumento de la abducción de la cadera en este plano durante la postura estática genera una disminución de la aducción en la fase de apoyo con un coeficiente de determinación de 58,5%. En la fase de balanceo el rango promedio fue de 6,3° de abducción con un coeficiente de correlación entre éste y la estática de -0,44 ($p < 0,01$) significativa, indicando que una disminución de la abducción en la estática produce un aumento de la aducción en la fase de balanceo con un coeficiente de determinación de 66,4%.

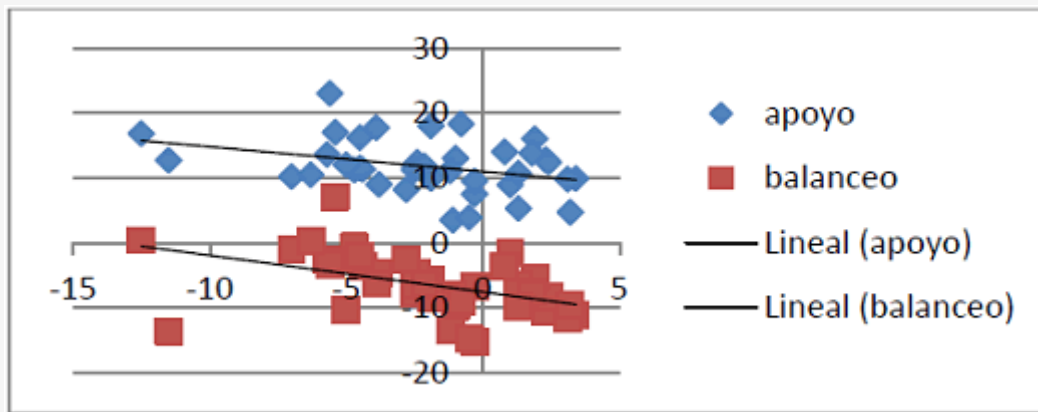


Figura 11. Gráfico de dispersión del plano frontal de la articulación de la cadera

En la Figura 12, se muestra el gráfico de dispersión del plano horizontal de la articulación de la cadera. En este plano, en ambas fases, la postura estática no condiciona la cinemática de la carrera, la correlación en la fase de apoyo de $-0,24$ ($p > 0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de $49,2\%$. Con la fase de balanceo el coeficiente de correlación fue de $-0,24$ ($p > 0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de $49,3\%$.

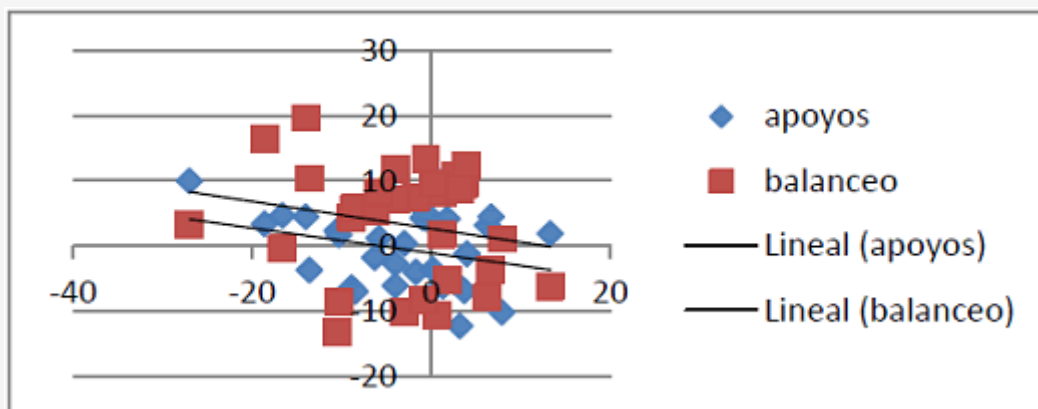


Figura 12. Gráfico de dispersión del plano horizontal de la articulación de la cadera

En la Figura 13 se muestra el gráfico de dispersión del plano sagital de la articulación de la cadera. En este plano tampoco se encuentra que la estática condicione la cinemática. La correlación en la fase de apoyo de $-0,18$ ($p > 0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de $43,1\%$. Con la fase de balanceo el coeficiente de correlación fue de $-0,29$ ($p > 0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de $54,4\%$.

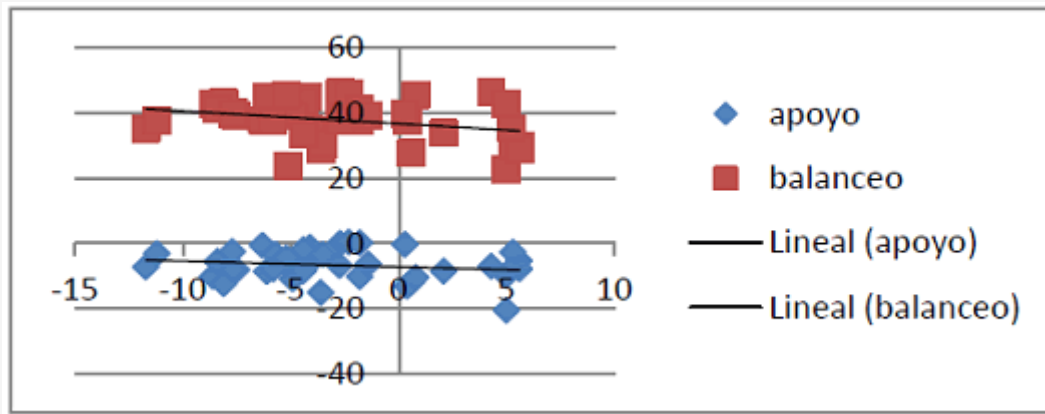


Figura 13. Gráfico de dispersión del plano sagital de la articulación de la cadera

En la Figura 14 se muestra el gráfico de dispersión del plano frontal de la articulación de la rodilla. En esta articulación se midió un valgo promedio de 2° en la postura estática. En la fase de apoyo, el rango promedio fue de 2° de varo, con una correlación entre la postura estática y la fase de apoyo de -0,41 ($p < 0,05$) significativa, indicando que la disminución del valgo genera un aumento de éste en la fase de apoyo con un coeficiente de determinación de 64,2%. El promedio de la fase de balanceo fue de 0,2° de valgo, con un coeficiente de correlación de -0,17 ($p > 0,05$) no significativo, por lo tanto la postura estática no condiciona la cinemática de la carrera, el coeficiente de determinación es de 41,7%.

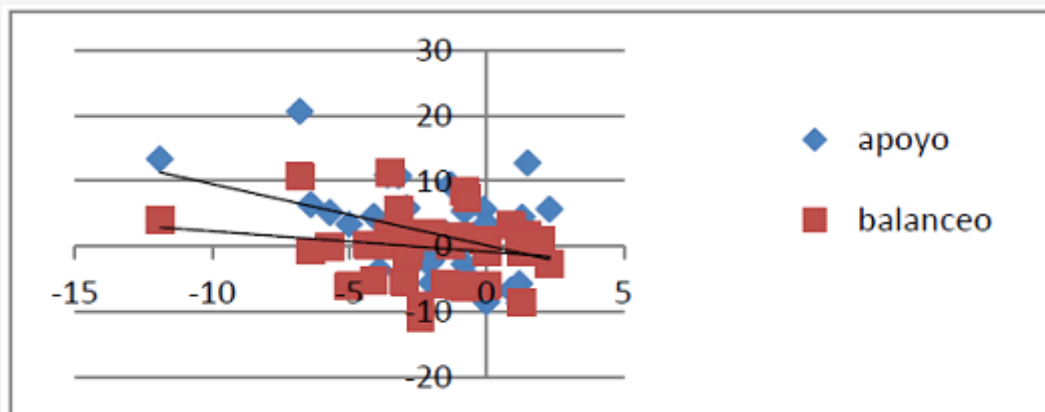


Figura 14. Gráfico de dispersión del plano frontal de la articulación de la rodilla

En la Figura 15 se muestra el gráfico de dispersión del plano horizontal de la articulación de la rodilla. En ambas fases la medición de la estática (promedio 3,1° de rotación interna) condiciona la cinemática de la carrera ya que el promedio de la fase de apoyo es de 24,8° con una correlación de -0,61 ($p < 0,001$) altamente significativa lo que indica que una disminución de la rotación interna de rodilla (o presencia de rotación externa) nos lleva a un aumento de la rotación producida en la fase de apoyo con un coeficiente de determinación de 78,2%. En la fase de balanceo el aumento de la rotación interna en la estática ocasiona una disminución de la rotación interna de esta fase como se puede ver en el promedio que es de 0° de rotación con un coeficiente de correlación fue de -0,45 ($p > 0,01$) significativa y un coeficiente de determinación de 67,1%.

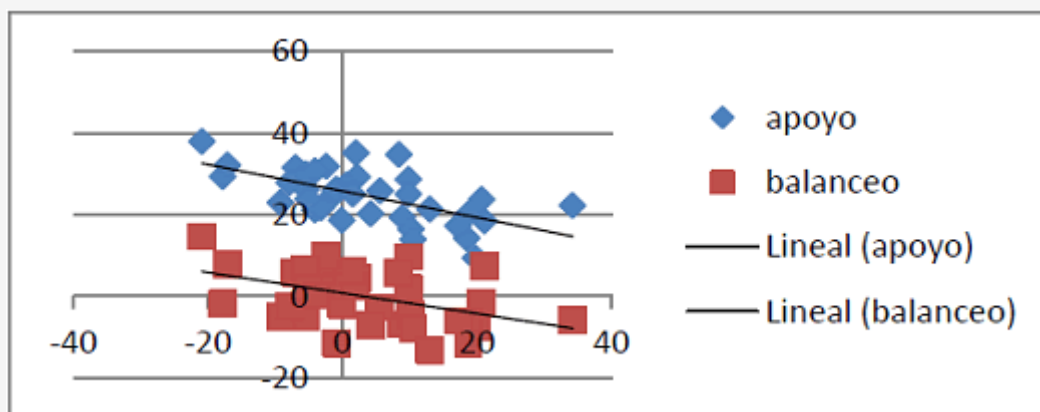


Figura 15. Gráfico de dispersión del plano horizontal de la articulación de la rodilla.

En la Figura 16 se muestra el gráfico de dispersión del plano sagital de la articulación de la rodilla. El valor promedio de la postura estática de este plano fue de 1,6° de flexión. En la fase de apoyo el promedio de la flexión fue de 44° con una correlación de -0,68 ($p < 0,001$) altamente significativa, por lo tanto una disminución de la flexión en la estática postural genera un aumento de la flexión en la fase de apoyo con un coeficiente de determinación de 82,4%. El rango promedio, durante la fase de balanceo, fue de 10,5° de flexión con un coeficiente de correlación fue de -0,62 ($p < 0,001$) altamente significativa, lo cual significa que una disminución de la flexión durante la estática produce un aumento de la flexión en ésta fase con un coeficiente de determinación de 79,3%.

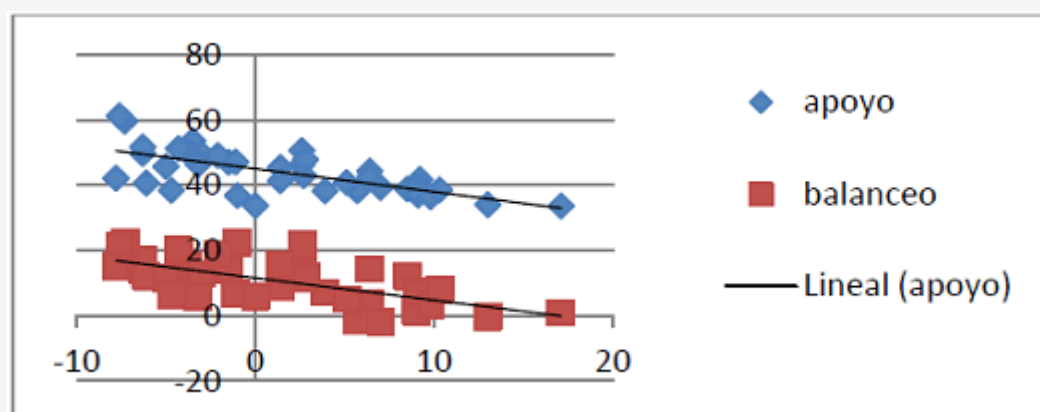


Figura 16. Gráfico de dispersión del plano sagital de la articulación de la rodilla.

En la Figura 17 se muestra el gráfico de dispersión del plano frontal de la articulación del tobillo. En esta articulación y plano se midió un promedio de 0,5° de aducción para la postura estática; para la dinámica en la fase de apoyo el promedio fue de 19,4° de abducción y la correlación de -0,47 ($p < 0,01$) significativa que estaría indicando que una disminución en la abducción en la postura estática aumentaría la abducción en la fase de apoyo con un coeficiente de determinación de 68,6%. En la fase de balanceo, la posición relativa de la postura estática no modificó significativamente el rango de movimiento de esta fase ya que el coeficiente de correlación fue de -0,13 ($p > 0,05$) con un coeficiente de determinación de 37,2%.

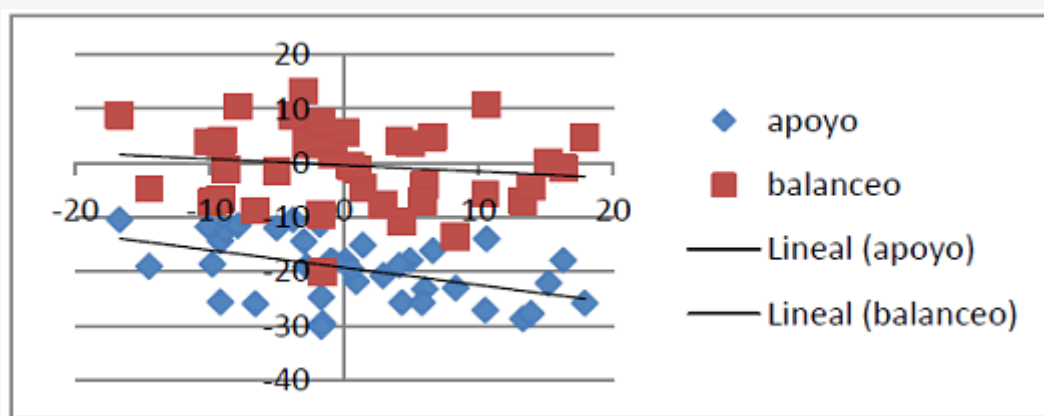


Figura 17. Gráfico de dispersión del plano frontal de la articulación del tobillo.

En la Figura 18 se muestra el gráfico de dispersión del plano horizontal de la articulación del tobillo. La estática y dinámica, en ambas fases, no tienen relación en este plano, ya que el aumento de la eversión no influye el rango de éste movimiento en la fase de apoyo (el coeficiente de correlación es de -0,25 ($p>0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de 50,1%) o inversión en la fase de balanceo (coeficiente de correlación fue de -0,22 ($p>0,05$) no significativo, con un coeficiente de determinación de 47,5%).

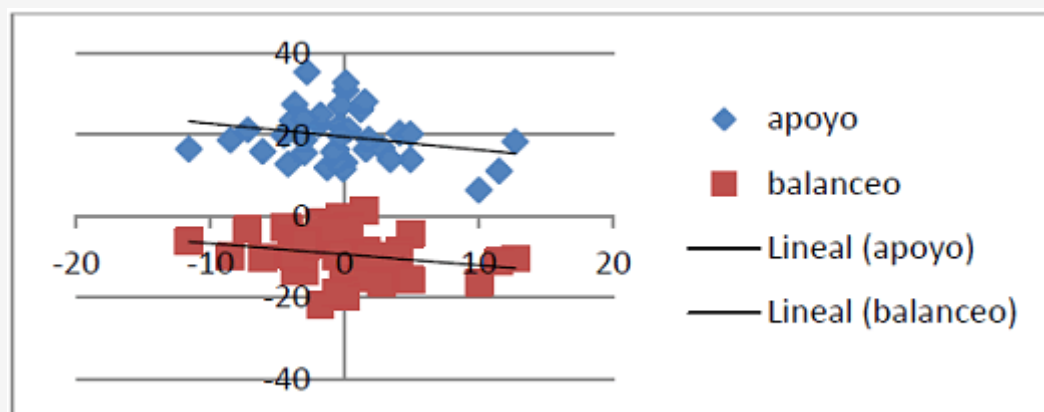


Figura 18. Gráfico de dispersión del plano horizontal de la articulación del tobillo.

En la Figura 19 se muestra el gráfico de dispersión del plano sagital de la articulación del tobillo. En este plano, tampoco se encontró una relación significativa entre la estática y la dinámica de ninguna de las fases ya que la correlación en la fase de apoyo fue de -0,29 ($p>0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de 54,6%, y el coeficiente de correlación de la fase de balanceo fue de -0,07 ($p>0,05$) no significativa con un coeficiente de determinación de 27,3%.

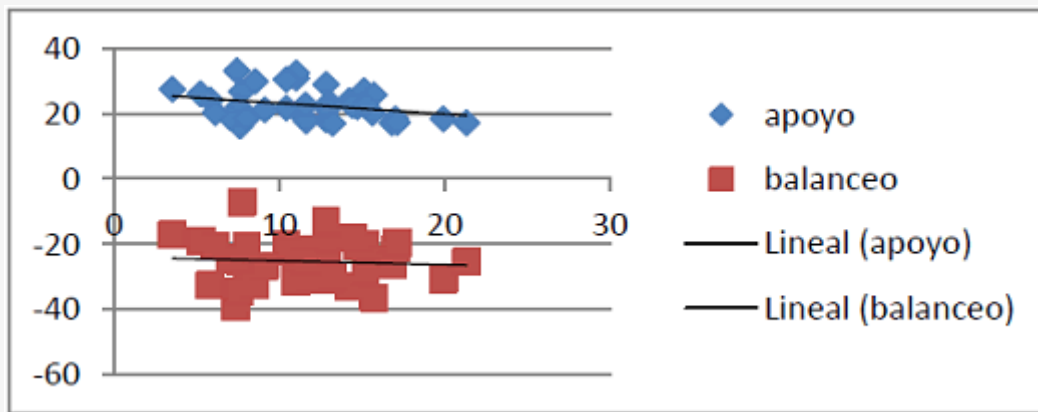


Figura 19. Gráfico de dispersión del plano sagital de la articulación del tobillo

DISCUSION Y CONCLUSIONES

El objetivo de este artículo fue analizar de qué manera las posibles alteraciones menores de la postura estática pueden modificar la técnica de la carrera en corredores recreativos. Loundon plantea luego de analizar la relación de la postura estática y las lesiones del ligamento cruzado anterior en mujeres deportistas que “Postura estática es el punto de partida para el movimiento dinámico” (31). Pero no queda clara como es dicha asociación y cuanto se transfiere de una determinada postura estática a la cinemática de la carrera.

Citando a Cardinalli “La división funcional en actividad tónica y fásica establece una jerarquía en la organización neurológica, una división de trabajo y además optimiza el rendimiento de cada una de estas actividades. Así como sin reflejos espinales no hay postura, sin una adecuada postura no existen normales movimientos voluntarios” (8).

La evaluación biomecánica de las extremidades inferiores, en particular la cinemática, es uno de los factores fundamentales en el momento de considerar el riesgo de lesión en los deportistas (2, 43, 47). Es imprescindible la medición en los tres planos del espacio y, a medida que se aumenta la velocidad de los gestos estas mediciones se hacen cada vez más difíciles, principalmente en el plano horizontal. Sin embargo, la aparición de la medición de la cinemática en 3D ha posibilitado que esto sea más preciso y fácil de evaluar (1, 5, 7).

No se ha podido contrastar los resultados con otros estudios ya que luego de la revisión bibliográfica no se encontraron estudios con el mismo enfoque, ya que todos se centran en encontrar los factores generadores de lesiones y no en analizar la variación de la cinemática dentro de los valores normales (2, 13, 26, 28, 31, 32, 38, 40, 46, 47, 50). La mayoría de los estudios son prospectivos, donde se miden las diferentes posiciones relativas de los segmentos y se desarrolla un plan de entrenamiento para luego evaluar las lesiones encontradas y relacionarlas con dichas posiciones, pero por la gran cantidad de factores que pueden influir en la aparición o no de lesiones hace que la relación entre éstos factores no quede clara, considerando que las lesiones deportivas no traumáticas pueden llevar años de evolución antes de la aparición de síntomas y en general los estudios se realizan con un tiempo no mayor a un año. Un claro ejemplo de esto es el grado de pronación de la articulación subastragalina, la cual empíricamente entre corredores y entrenadores es considerado un factor de riesgo (26) cuando está aumentado sin tener evidencia científica de esto. Varios artículos (26, 31) han demostrado que el aumento del valgo de calcáneo no es un factor de riesgo, pero si analizamos la cinemática de la pronación durante la fase de apoyo de la carrera se puede apreciar que en la tasa de transferencia entre el movimiento de pronación (eversión de calcáneo) y la rotación tibial, sí puede llegar a ser el factor decisivo en la aparición de lesiones en corredores (26).

Queda claro la complejidad de la cinemática global del cuerpo humano durante la carrera, por ello hay que considerar que la fase que se desarrolla en una pierna tiene cierta influencia en la fase que se desarrolla en la pierna contraria y

viceversa, por esto hay que tener especial cuidado con el análisis de la fase de balanceo que va a ser la más influencia por la pierna contraria, aunque éste punto es una consideración a investigar.

Es importante comprender cómo la estática postural genera cambios en la cinemática de la carrera para luego interpretar cómo estos cambios pueden llegar a producir solicitudes en determinadas estructuras que, por su comportamiento viscoelástico, en el tiempo generen microlesiones que, posteriormente, las hagan vulnerables a concluir en lesiones.

En éste estudio, sólo se evaluaron determinados instantes como se expone en el análisis de datos y, es por esto que, no se puede generalizar al resto de los instantes de las distintas fases de apoyo y balanceo, siendo preciso investigar si hay otros instantes que se correlacionen con la estática quizá de forma positiva.

También sería factible evaluar si ésta relación se desarrolla de la misma manera durante la carrera descalzo, ya que la evaluación de la carrera sin calzado genera distinta cinemática por variación de la técnica sobre todo en la fase de inicial de la fase de apoyo.

Como vemos hay una variación en la correlatividad producto, posiblemente, de la variación de la cinemática de cada participante, ya que ésta depende de muchos factores tanto internos como externos (2, 26, 40, 46, 49). Si bien la muestra utilizada no tiene gran valor representativo, vemos que los grados de significancia en algunas variables son muy altos lo cual indica una fuerte asociación a considerar. En el resto de los planos y fases en los cuales la correlación no llegó a ser significativa, seguramente con la ampliación de la muestra se pueda observar si existe verdadero valor o no de correlación.

A raíz de este estudio y considerando los resultados obtenidos, es importante investigar hasta qué punto esta correlación entre la estática postural y la dinámica de la carrera influye en la incidencia de lesiones por sobreuso en los corredores. Y así mediante una evaluación postural poder prever el riesgo relativo a sufrir determinadas lesiones.

Los resultados obtenidas reflejan que la correlación entre la postura estática en bipedestación y la cinemática de la carrera es muy alta ($p < 0,001$) en los casos como en la fase de apoyo del plano horizontal y en ambas fases del plano sagital en la articulación de la rodilla; una correlación alta ($p < 0,01$) en el plano frontal de la fase de balanceo de la articulación de la cadera, en el plano frontal de la fase de apoyo, en el plano horizontal de la fase de balanceo de la articulación de la rodilla y en el plano frontal de la fase de apoyo de la articulación del tobillo; y sólo una correlación significativa ($p < 0,05$) en el plano frontal de la fase de apoyo de la articulación de la cadera, en el resto de los planos dentro y fases, la correlación no llega a ser significativa, pero hay que denotar que todos tuvieron algún grado de correlación.

Si bien la cinemática de la carrera depende de diversos factores, se puede afirmar que la estática postural es un factor importante y condicionante.

Por los resultados expuestos, se afirma que la posición relativa de los segmentos del miembro inferior si condiciona la cinemática de la carrera.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Dr. Greco Director de la Lic. en Educación Física y Deporte, U. Maimonides, a la Lic. Marisa Valerio Coordinadora de la Lic. en Educación Física y Deporte, U. Maimonides, a María Mercedes Palacio bibliotecaria de la U. Maimonides y a Mariano Grimoldi bibliotecario de la UAI. Y especialmente a la Lic. Pena Maria Laura por la colaboración en la realización de este estudio.

REFERENCIAS

1. Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekström H. (1990). Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech.* 23-9:933-40.
2. Azevedo LB, Lambert MI, Vaughan CL, O'Connor CM, Schweltnus MP. (2009). Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners. *Br J Sports Med.* 43:299-292.
3. Bell AL, Pedersen DR, Brand RA (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech.* 23-6: 617-621.

4. Beynnon BD, Renstrom PA, Alosa DM. (2001). Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res.* 19:213-20.
5. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*
6. Cappozzo A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science.* 3: 27-50.
7. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Part 1: theoretical background.* *Gait Posture.* 21-2-:186-96. *Review.*
8. Cardinalli D. (2005). Manual de Neurofisiología; Mitre Salvay soluciones gráficas; Bs As.
9. Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech.* 30-3-:243-50.
10. Cavanagh PR, Pollock ML, Landa J. (1977). A biomechanical comparison of elite and good distance runners. *Ann N Y Acad Sci.* 301:328-45.
11. Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Part 2: instrumental errors.* *Gait Posture.* 21-2-:197-211. *Review.*
12. Cereatti A, Donati M, Camomilla V, Margheritini F, Cappozzo A. (2009). Hip joint centre location: an ex vivo study. *J Biomech.* 42-7-:818-23.
13. Cowan DN, Jones BH, Frykman PN, Polly DW, Harman EA, Rosenstein RM, Rosenstein MT. (1996). Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med. Sci. Sports Exercise.*; 28-8-:945-952.
14. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science,* 10-5-: 575-587.
15. Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan DC. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput.* 37-2-:155-61.
16. Della Croce U, Camomilla V, Leardini A, Cappozzo A. (2003). Femoral anatomical frame: assessment of various definitions. *Med Eng Phys.* 25-5-:425-31.
17. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics.* *Gait Posture.* 21-2-:226-37. *Review.*
18. Donati M, Camomilla V, Vannozzi G, Cappozzo A. (2008). Anatomical frame identification and reconstruction for repeatable lower limb joint kinematics estimates. *J Biomech.* 41-10-:2219-26.
19. Dugan SA, Bhat KP. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 16-3-:603-21. *Review*
20. Eng JJ, Pierrynowski MR. (1994). The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther.* 74-9-:836-44.
21. Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait Posture.* 29-3-:494-8.
22. Fukuchi RK, Duarte M. (2008). Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *J Sports Sci.* 26-13-:1447-54.
23. Fellin RE, Rose WC, Royer TD, Davis IS. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport.* 13-6-:646-50.
24. Grood ES, Suntay WJ. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 105:136-44.
25. Harrington M, Zavatsky A, Lawson M, Yuan Z, Theologis T. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *J Biomech.* 40: 595-602
26. Hintermann B, Nigg BM. (1998). Pronation in runners. *Implications for injuries.* *Sports Med.* 26-3-:169-76. *Review.*
27. Hoebregt JH. (1992). Factors related to the incidence of running injuries. *Sports Med.* 13:408-22.
28. Ilahi OA, Kohl HW. (1998). Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. *Clin J Sport Med.* 8:38-42.
29. Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Ingrosso S, Nativo R, Benedetti MG. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture.* 26-4-:560-71.
30. Leskinen A, Häkkinen K, Virmavirta M, Isolehto J, Kyröläinen H. (2009). Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomech.* 8-1-:1-9.
31. Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 24:91-7.
32. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med.* 38-5-:576-80.
33. Lysholm J, Wilander J. (1987). Injuries in running. *Am J Sports Med.* 15: 168-71.
34. Marti, B., Vader, J. P., Minder, C. E., & Abelin, T. (1988). On the epidemiology of running injuries: The 1984 Bern Grand-Prix study. *Am J Sports Med,* 16: 285- 294.
35. McKean, K. A., Manson, N. A., & Stanish, W. D. (2006). Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clin J Sport Med.* 16: 149-154.
36. McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. (2010). Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40-10-:625-32.
37. Medina McKeon JM, Hertel J. (2009). Sex differences and representative values for 6 lower extremity alignment measures. *J Athl Train.* 44-3-:249-55.
38. Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sport injury: a multifactorial model. *Clin J Sport Med.* 4:166-170.
39. Munteanu SE, Barton CJ. (2011). Lower limb biomechanics during running in individuals with achilles tendinopathy: a systematic review. *J Foot Ankle Res.* 30-4-:15.
40. Murphy DF, Connolly DA, Beynnon BD. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med.* 37-1-:13-29. *Review.*

41. Munteanu SE, Barton CJ. (2011). Lower limb biomechanics during running in individuals with achilles tendinopathy: a systematic review. *J Foot Ankle Res.* 30-4:15.
42. Nigg BM, Bahlsen AH, Denoth J, et al. (1986). Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: Nigg B, eds. *Biomechanics of running shoes.* Champaign, IL: Human Kinetics.139-59.
43. Ounpuu S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instr Course Lect.* 39:305-18.
44. Pohl MB, Lloyd C, Ferber R. (2010). Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology? *Gait Posture.* 32-4-:559-63.
45. Ramakrishnan HK, Kadaba MP. (1991). On the estimation of joint kinematics during gait. *J Biomech.* 24:969-77.
46. Renström AF. (1993). Mechanism, diagnosis, and treatment of running injuries. *Instr Course Lect.* 42:225-34. Review.
47. Salsich GB, Long-Rossi F. (2010). Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* 22;26-3-:150-9.
48. Schache AG, Blanch PD, Rath DA, Wrigley TV, Starr R, Bennell KL. (2002). Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo-pelvic-hip complex during running. *Gait Posture.* 15-2-:136-45.
49. Taimela S, Kujala UM, Osterman K. (1990). Intrinsic risk factors and athletic injuries. *Sports Med.* 9:205-15.
50. Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. (1998). Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin J Sport Med.* 8:187-94.
51. Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. (1997). Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 20:1291-8.
52. Whatman C, Hing W, Hume P. (2011). Kinematics during lower extremity functional screening tests--are they reliable and related to jogging? *Phys Ther Sport.* 12-1-:22-9.
53. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I. (2002). Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine.* International Society of Biomechanics. *J Biomech.* 35-4-:543-8.