

Utilización de Sistemas de Captura de Movimiento como Herramienta en el Estudio del Ciclo de Marcha y Desempeño Deportivo

E.G. Rojo-Rodríguez*, E.U. Rojo-Rodríguez, O. Garcia, P. Zambrano-Robledo,

Centro de Investigación e Innovación en Ingeniería Aeronáutica, Universidad Autónoma de Nuevo León, Apodaca, Nuevo León, México

* erik.rojodr@uanl.edu.mx

Resumen— En este trabajo de investigación se presenta un enfoque para el uso de sistemas de captura de movimiento en análisis biomecánicos. Utilizando las capacidades de estos sistemas, se presentan dos aplicaciones; un análisis del ciclo de marcha para un paciente saludable y otro con una lesión; además de una representación de las capacidades disponibles para el análisis del desempeño cinemático en deportistas.

Para validar la presente propuesta, se exponen una serie de pruebas reales utilizando un sistema de captura de movimiento, con las cuales es posible obtener una variedad de información como la presentada en este artículo.

Palabras clave—Captura de movimiento, Ciclo de marcha, Desempeño deportivo.

I. INTRODUCCIÓN

En los distintos estudios biomecánicos es necesario tener equipo de confiabilidad para poder obtener datos precios y fidedignos, y de esta manera llegar a los resultados deseados.

El uso de sistemas de captura de movimiento de alta resolución y exactitud permite al investigador tener datos confiables y fehacientes, con los cuales puede determinar la mejor acción a realizar [1-2].

Entre las aplicaciones más comunes de estos sistemas, se tienen los estudios del ciclo de marcha, que, debido a su gran complejidad cinemática, demandan el uso de sistemas de adquisición de datos con las capacidades suficientes para que la realización del estudio, y posibles predicciones, sean correctas [3].

Otro de los ámbitos donde se vuelve necesario la obtención de datos de manera exacta, pero especialmente rápida, es en el estudio del desempeño de deportistas de alto rendimiento [4]. Lo anterior dado que, en base a estos datos, se realizan correcciones en la ejecución del deportista, y se ajustan los planes de entrenamiento.

En este trabajo de investigación se busca exponer las capacidades del uso de estos sistemas en las dos aplicaciones propuestas. En base a esto, y generando una serie de aproximaciones matemáticas, se obtienen resultados experimentales como referencia a futuras aplicaciones.

El resto del documento se divide en metodología, donde se describe el cómo se realizaron las pruebas, resultados, exponiendo los datos obtenidos, discusión y conclusiones.

II. METODOLOGÍA

Como núcleo de esta investigación, se realizaron una serie de pruebas para obtención de datos de desplazamiento, velocidad y aceleración tanto lineales como angulares.

Se hizo uso de un sistema de captura de movimiento *VICON* utilizando 16 cámaras *T-40*, con capacidad de capturar el desplazamiento tridimensional y angular a una velocidad de hasta 340 imágenes por segundo, a resoluciones de 0.1mm y 0.1°, por lo que es posible obtener los perfiles de aceleración, incluso para movimientos de alta velocidad [5].

Para mostrar las posibilidades al utilizar estos sistemas, se realizan dos aproximaciones de gran importancia en el ámbito de la ingeniería biomecánica [6]; esto es, un análisis del ciclo de marcha, y un análisis del desempeño de un deportista en la realización de un movimiento de alta aceleración.

Para el análisis del ciclo de marcha, se capturan los datos del movimiento de la pierna derecha de dos pacientes, uno saludable, y otro con una lesión en el talón, que, omitiendo detalles médicos, presenta dificultades en el caminado.

Además, para el estudio del movimiento de alta aceleración, se realiza la medición del desplazamiento, velocidad y aceleración del miembro derecho de una paciente en condiciones médicas adecuadas, con un *Índice de Masa Corporal* promedio.

A. Ciclo de marcha de la unidad locomotora

Para el estudio del ciclo de marcha de la unidad locomotora, se realizan 3 tareas principales; la obtención de un modelo idealizado de tal ciclo mediante la aproximación de funciones armónicas, usando datos de 3 pacientes varones adultos en condiciones adecuadas. De igual manera, se analiza el ciclo de marcha de un paciente considerado saludable para validar el modelo obtenido, y finalmente con un paciente lesionado, que presenta dificultad para apoyar el talón, se obtienen los mismos datos para realizar una comparación.

Con fines de limitación de alcances, solo se modeló el ciclo de marcha del miembro inferior derecho en el plano sagital, por lo que se obtienen los datos más significativos para dicho análisis [7]; esto es, el ángulo del muslo con respecto a la línea vertical, el ángulo de flexión de la rodilla,

y el ángulo de la planta del pie con respecto al plano del suelo, así como los desplazamientos lineales del lateral derecho de la pelvis, la rodilla derecha, el talón derecho, y la punta del pie derecho.

1) *Modelo idealizado del ciclo de marcha:* Con los datos de los 3 pacientes saludables se obtuvo una media que refleja la tendencia del ciclo de marcha, para posteriormente realizar una aproximación numérica de la función formada por medio de la obtención de los distintos armónicos que componen la forma del movimiento; esto por medio de la aproximación de *Series de Fourier* [8], con la forma:

$$S = a_0 + \sum_{i=1}^N [a_i \cos(ixw) + b_i \sin(ixw)] \quad (1)$$

donde S es la función con respecto al porcentaje (%) del ciclo, x es el porcentaje del ciclo (%), N es la cantidad de armónicos modelados, i corresponde al elemento actual, w es el término de frecuencia del armónico, (a_0, a_1, \dots, a_N) y (b_1, b_2, \dots, b_N) corresponden a los coeficientes de la función.

2) *Obtención de los datos del paciente saludable:* Se le pidió a la paciente realizar el caminado en un intervalo de aproximadamente 6 metros, esto a la velocidad normal de caminado. Durante el trayecto, se capturan los datos de movimiento lineal mencionados y con ellos se realiza una comparación contra el modelo idealizado y se verifica su aplicación.

3) *Obtención de los datos del paciente lesionado:* De igual manera se le pidió a la paciente recorrer el mismo trayecto de aproximadamente 6 m de longitud, tratando de igualar la velocidad de su caminado promedio. Se capturaron y analizaron el mismo tipo de datos que para el paciente saludable.

B. Desempeño deportivo

En la práctica de deportes de alto rendimiento tales como boxeo, práctica de artes marciales, tenis, squash, entre otros, se requiere un control exacto en la ejecución de los movimientos por parte de los deportistas.

En este sentido, un análisis de movimiento, tomando en cuenta el desplazamiento, velocidad y aceleración de los miembros, resulta imperativo para un plan de maximización de desempeño que además permita evitar lesiones.

Dado lo anterior, se simula un impacto a alta velocidad, capturando el movimiento de la mano del paciente, y en base a estos datos, se obtiene la trayectoria seguida por el movimiento de la mano, así como un perfil de aceleraciones, datos necesarios para los análisis mencionados.

III. RESULTADOS

Siguiendo la metodología propuesta, se realizan las pruebas presentadas obteniendo una serie de datos que se muestran a continuación.

A. Resultados del ciclo de marcha de la unidad locomotora

1) *Modelo idealizado del ciclo de marcha:* Mediante métodos numéricos, se obtuvieron los distintos coeficientes y frecuencias de las funciones ideales. Para el ángulo del muslo con respecto a la línea vertical, denominado desde ahora α , y para el ángulo de flexión de la rodilla definido como β , se utilizaron aproximaciones con 8 armónicos, mientras que para el ángulo de la planta del pie con respecto al suelo establecido como γ , se utilizaron 6.

Los coeficientes obtenidos mediante métodos numéricos de aproximación se presentan en la Tabla 1.

TABLA 1
COEFICIENTES DEL MODELO IDEALIZADO

Coficiente	Ángulo α	Ángulo β	Ángulo γ
a_0	8.025	160.7	-6.808
a_1	-7.771	18.76	10.45
a_2	3.518	0	-4.128
a_3	-1.976	4.605	0.9359
a_4	0.1138	0.2016	-0.09327
a_5	0.2819	-0.5465	-0.3381
a_6	-0.1453	0.1994	0.5604
a_7	0.1159	-0.2846	0
a_8	-0.04151	0.1384	0
w	4.899	4.956	4.664
b_1	-18.86	-4.859	-20.74
b_2	-0.8811	12.64	22.33
b_3	0.713	-2.171	-9.581
b_4	0.1856	-0.4076	-1.327
b_5	-0.1453	0.6248	3.617
b_6	0.2555	-0.8719	-1.342
b_7	-0.04151	0.3715	0
b_8	-0.2501	0.3715	0

2) *Obtención de los datos del paciente saludable:* Para el caso del paciente sin ningún tipo de lesión, los ángulos descritos a lo largo del trayecto se muestran en la Fig. 1, donde es posible observar el adecuado ciclo de marcha resaltando que la intersección entre los ángulos del muslo y la planta del pie denotan un apoyo firme y adecuado.

Utilizando estos datos, se aísla un ciclo de marcha para compararlo con el modelo idealizado de (1), esto puede ser visto en la Fig. 2., notando que dicho ciclo corresponde en mayor medida al modelo idealizado, por lo que se valida su utilización como referencia.

En la Fig. 3 se muestra una serie de *lapsos* de caminado en diferentes instantes de la trayectoria recorrida, apreciando la uniforme distribución del ciclo a lo largo de la distancia recorrida.

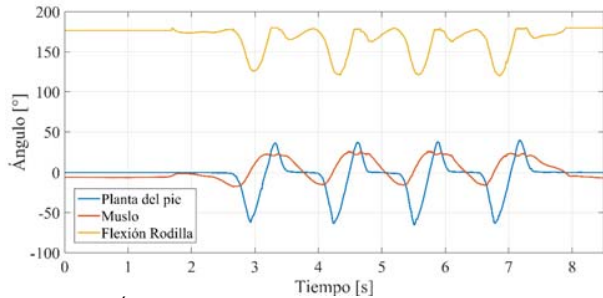


Fig. 1. Ángulos a lo largo de todo el trayecto, paciente saludable.

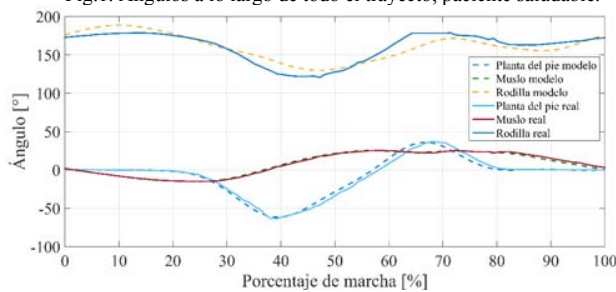


Fig. 2. Ciclo de marcha real contra modelo idealizado, paciente saludable.

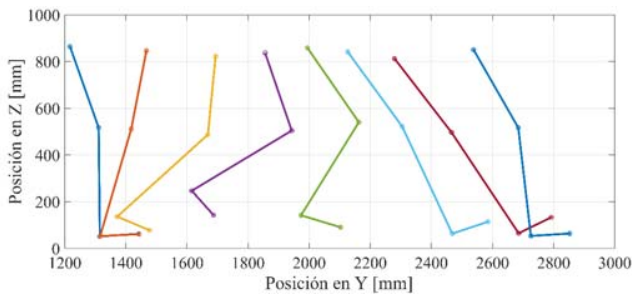


Fig. 3. Lapsos de caminado a lo largo de un tramo de la trayectoria, paciente saludable.

3) *Obtención de los datos del paciente lesionado:* Se realiza la misma prueba que el paciente saludable, tratando de igualar las velocidades de marcha, capturando los ángulos en el plano sagital, como se muestra en la Fig. 4, donde se observa la principal alteración debido a la lesión; esto es, en la fase de apoyo, donde la intersección entre los ángulos del muslo y de la planta del pie se ve retrasada por la dificultad de en el apoyo, teniendo como consecuencia una alteración mayor en el ciclo completo.

En la Fig. 5, se observa un único ciclo de marcha comparado contra el modelo idealizado, donde es posible notar las desviaciones y retrasos debido a la presente lesión, además, en la Fig. 6 se muestran los lapsos de caminado en un tramo de la trayectoria, donde claramente se puede ver la

alteración y prolongación en la fase de apoyo, que trae como consecuencia un mayor esfuerzo aplicado en la planta del pie.

Utilizando estos datos, es posible realizar un diagnóstico clínico mejor sustentado y planificar un método de rehabilitación adecuado [9].

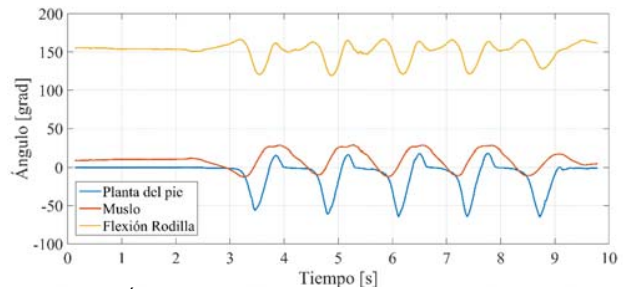


Fig. 4. Ángulos a lo largo de todo el trayecto, paciente lesionado.

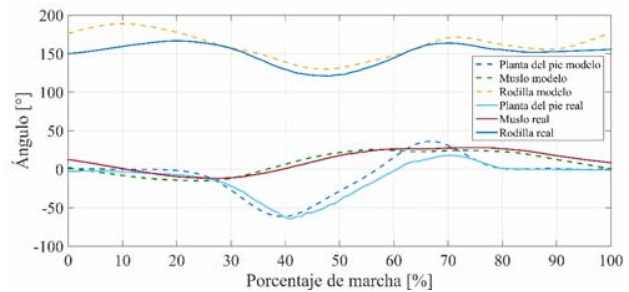


Fig. 5. Ciclo de marcha real contra modelo idealizado, paciente lesionado.

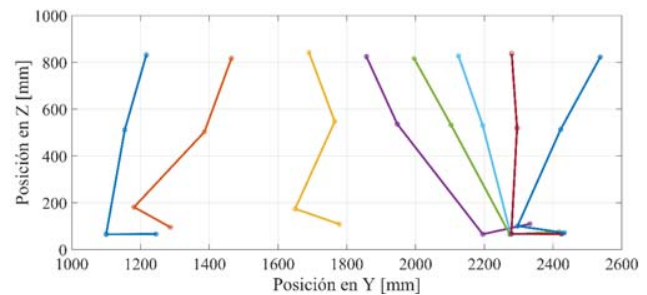


Fig. 6. Lapsos de caminado a lo largo de un tramo de la trayectoria, paciente lesionado.

B. Desempeño deportivo

Como se mencionó en la sección II-B, se capturan los datos de un paciente simulando un impacto y retroceso rápido con la mano cerrada. En la Fig. 7 se muestran los datos de desplazamiento de la mano, remarcando que se le señaló al paciente realizar el movimiento siguiendo el eje Y.

En la Fig. 8 se observan las aceleraciones que se dieron durante la trayectoria realizada, y con base a los desplazamientos presentados, se puede analizar la desviación de la trayectoria, lo que puede resultar en una menor eficacia en el movimiento.

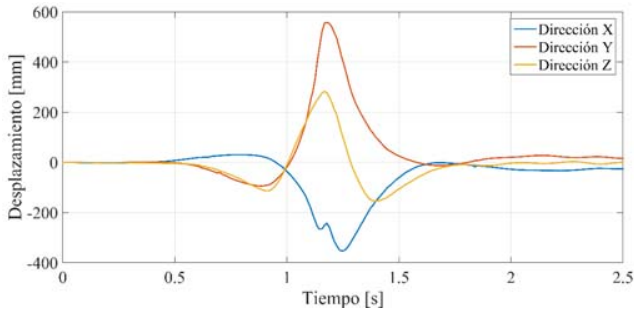


Fig. 7. Desplazamiento de la mano cerrada durante la trayectoria de impacto simulada.

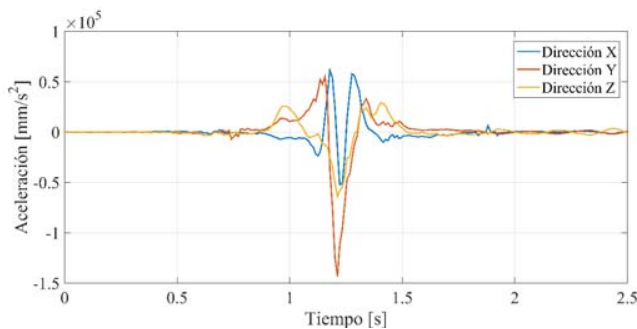


Fig. 8. Aceleraciones en cada eje a lo largo de la duración de la trayectoria.

Dados los datos de aceleración, es posible realizar una predicción de las componentes de dirección de las fuerzas aplicadas por el paciente. En la Fig. 9 se muestra la distribución de aceleraciones direccionales a lo largo de la trayectoria seguida, en el plano XY . Con la utilización de esta información, se abre la posibilidad de realizar correcciones en el movimiento del deportista, y de esta manera modificar los puntos de *aceleración-desaceleración* con el fin de maximizar la energía aplicada en el movimiento.

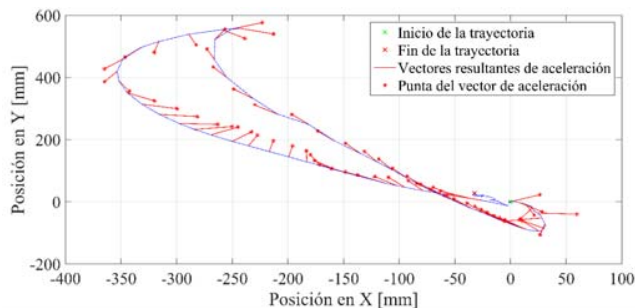


Fig. 9. Distribución de aceleraciones direccionadas en el plano XY .

Con estudios más detallados utilizando distribuciones de masa muscular y ósea, sería posible conocer numéricamente las fuerzas ejercidas [6]; por lo que, con el uso del perfil de aceleraciones obtenido, es posible caracterizar el impacto y desempeño en la actividad física y utilizarlo como punto de referencia en los planes de entrenamiento y preparación.

IV. DISCUSIÓN

El modelo idealizado del caminado presenta una adecuada aproximación comparada con un paciente saludable, por lo que se toma como referencia para la comparación con el caminado del paciente lesionado. En esta se observan las afectaciones que se tienen al presentar una lesión en el talón; esto es, una mayor duración en la fase de apoyo, así como una distribución anormal en las demás fases del ciclo.

En la simulación de impacto, es posible observar el cómo se tiene una gran desviación no deseada en direcciones donde no se desea el movimiento, además de que el segundo punto de desaceleración se presenta a medio retroceso, lo que contribuye a una mayor duración del movimiento, lo cual no es deseable en deportes de alta velocidad.

V. CONCLUSIÓN

Utilizando resultados similares a los obtenidos en las pruebas de caminado, un médico tiene la posibilidad de realizar un diagnóstico más detallado y un pertinente plan de rehabilitación. En el caso de deportistas, se abre la posibilidad de maximización de rendimiento mediante el ajuste de movimientos en base a la información proporcionada.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Garcia-Velazquez JF, Skiadopoulos A, Caro-Puertolas B, Gianikellis K. Análisis cinemático tridimensional de la marcha en pacientes con diplegia espástica. Rev. Rehabilitación. 52:10-2. 2018. DOI: 10.1016/j.rh.2017.09.004.
- [2] Agudelo-Mendoza AI, Briñez-Santamaria TJ, Guarín-Urrego V, Ruiz-Restrepo JP, Zapata-García. Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. Rev. CES Movimiento y Salud. 1:29-43. 2013.
- [3] Lee M, Kim J, Soon J, Kim Y. Análisis cinemático y cinético durante el caminado hacia adelante y hacia atrás. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. Rev. Gait & Posture. 38(4):674-8. 2013. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.014.
- [4] Ruiz-Caballero JA. Análisis del movimiento en el deporte. Ed. Wanceulen S.L. 2011. ISBN 849993174X, 9788499931746.
- [5] Ve hacia adelante con la Serie VICON MX-T, Go further with Vicon MX T-Series (1.3), Vicon Motion System Limited, Oxford, UK, 2010, pp. 152-155.
- [6] Izquierdo-Redín M. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Ed. Medica Panamericana. 2008. ch. pp 267, 514. ISBN 9788498350234.
- [7] Jimenez-Leal R, Gomez-Maya M, Dapuerto-Menchaca D, Escribano-Sanchez S. Estudio articular del miembro inferior durante la fase de apoyo de la marcha. Rev. Esp. Pod. 23:108-10. 2012.
- [8] Cabanes-Martinez R. Series de Fourier. Ed. Garcia Maroto. 2008. ISBN 9788493629908.
- [9] Wren T, Gordon G, Ounpuu S, Tucker C. Eficacia el análisis clínico del paso: Un repaso sistemático. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. Rev. Gait & Posture. 34: 149-153. 2011.