

Análisis de señales de acelerometría en Biomecánica

A. Camacho-Garcia, R. Llinares, J. Miró, P. Bernabeu

Departamento de Comunicaciones, Universitat Politècnica de València

Plaza Ferrándiz y Carbonell s/n, Alcoi, (Alicante)

e-mail: acamacho@dcom.upv.es

RESUMEN

El análisis de señales de acelerometría permite detectar movimientos que puedan resultar lesivos en la realización de una actividad física. Para determinar estos movimientos, es necesario analizar parámetros de las señales de acelerometría obtenidos a partir de varios puntos de interés. La localización de estos puntos se convierte en una tarea tediosa cuando se realiza de forma manual por un experto.

Este trabajo presenta un ejemplo de aplicación de técnicas de procesado de señal a señales biomédicas. En concreto, se describe la forma en que se realiza un análisis de señal para detectar los puntos de interés en registros de datos de forma automática y se presentan los resultados al experto permitiéndole editar o modificar esos puntos.

INTRODUCCIÓN

Señales de acelerometría:

En el ámbito de la biomecánica aplicado al estudio del movimiento, se han utilizado a lo largo del tiempo plataformas dinamométricas (piezoeléctricas y estensométricas), análisis de la huella plantar (mediante pedigrafía, podoscopios, fotopodograma, plataformas de presión o plantillas instrumentadas) y acelerometría entre otras técnicas. En este trabajo se utilizan registros obtenidos de acelerómetros. Los acelerómetros presentan ventajas respecto a otras técnicas por su bajo coste económico, bajo consumo de energía y peso ligero por lo que se pueden utilizar como equipos portátiles en un entorno libre, y de esta forma proporcionar datos en tiempo real de un elevado número de movimientos sin estar restringido al entorno del laboratorio.

En biomecánica se han utilizado acelerómetros en la medición de parámetros que tienen influencia sobre las actividades deportivas, que además se han aplicado con éxito para cuantificar la cadencia y la longitud de paso, gracias a la identificación de cada choque de talón [1].

Los acelerómetros pueden clasificarse según el número de ejes en los que detectan la aceleración (uniaxiales, biaxiales y triaxiales). Una práctica habitual consiste en situar un acelerómetro triaxial en la parte baja del tronco (normalmente en la tibia) y otro en la parte superior del tronco (normalmente en la cabeza). Desde el punto de vista de procesado de señal, los acelerómetros triaxiales permiten registrar 3 señales diferentes correspondientes a 3 ejes ortogonales entre sí (X, Y, Z). Debido a la naturaleza de la marcha, las señales registradas tienen características de periodicidad, puesto que están formadas un número determinado de pasos consecutivos.

El análisis de la señal de acelerometría permite obtener valores como la cadencia, la longitud de la zancada y la simetría del paso [2]. Muchas actividades atléticas implican repetidos impactos entre el pie y la superficie del suelo. Las cargas producidas por los

impactos reiterados han sido asociadas a diversos efectos negativos, entre otros, lesiones atléticas por sobreuso incluyendo fracturas por estrés [3] o dolores en la parte baja de la espalda [4].

Parámetros de interés:

Los parámetros que se han estudiado a partir de las señales de acelerometría para valorar los efectos negativos de los impactos repetidos sobre los atletas han sido: longitud de zancada (es la distancia recorrida entre dos contactos sucesivos del pie con el suelo), longitud de paso derecho e izquierdo (es la distancia recorrida entre el contacto de un pie con el suelo y el contacto del pie opuesto), máximos y mínimos en tibia y cabeza (son los máximos y mínimos de aceleración registrados en una zancada), magnitud en tibia / cabeza (son las diferencias entre los valores máximos y mínimos), tasa tibia / cabeza (mide la rapidez con que se incrementa la aceleración en el momento en que se produce el máximo asociado al contacto con el suelo), atenuación (es la medida en % de la relación entre la magnitud en tibia y cabeza referida al máximo de aceleración en tibia), tiempo entre máximo de tibia y cabeza (es la medida del tiempo transcurrido entre el máximo en la tibia y el máximo en la cabeza) y tiempo hasta el pico de aceleración en la tibia (es el tiempo transcurrido desde que comienza a aumentar la aceleración en la tibia hasta que se produce el máximo asociado al contacto del pie con el suelo).

MÉTODOS EXPERIMENTALES

Toma de las muestras

Se ha trabajado con un grupo de 38 corredores de ambos sexos con edades comprendidas entre 24 y 35 años a los que se les ha colocado un acelerómetro triaxial en la tibia y otro en la cabeza. Se han registrado las señales de acelerometría cuando realizaban un ejercicio de carrera sobre cinta a una velocidad controlada de 3.33 m/s en distintas condiciones de fatiga y utilizando distintos tipos de calzado, con el fin de obtener un banco de datos que abarque múltiples condiciones para poder verificar la validez del trabajo.

Las señales de los acelerómetros han sido muestreadas durante 10 segundos a 500 muestras por segundo. Una vez capturadas, se han revisado para comprobar que no se han producido datos anormales debidos a una mala disposición o un mal funcionamiento de los sensores. Posteriormente las señales capturadas se han recortado para seleccionar el periodo más estable de la señal y para limitar el estudio a un tiempo de 5 segundos.

Procesado de las señales.

El análisis frecuencial de las señales capturadas reveló que la mayor parte de la potencia de estas se encontraba por debajo de 100Hz y que además contenían un elevado nivel de ruido en las frecuencias próximas a la frecuencia de Nyquist, por lo que las señales capturadas fueron filtradas paso bajo utilizando un filtro de Chebyshev tipo II de orden 8 con frecuencia de corte 120 Hz y rizado en la banda atenuada de 40dB [5].

Detección de los puntos de interés.

De los tres ejes de las señales de acelerometría, el vertical es el que mayor información proporciona para la detección de los puntos de interés, por lo que se ha tomado la componente vertical del acelerómetro situado en la tibia como señal de referencia en la marca de los puntos de interés.

Aunque la mayoría de las señales registradas presentaba un máximo de forma regular en los instantes en que se producían los contactos con el suelo, la detección de los estos máximos no proporcionaba una detección de los puntos de interés con una fiabilidad suficiente.

La primera fase en el proceso de detección y marca de los puntos de interés consiste en la detección del periodo de la señal de la forma más precisa posible y para esto se ha calculado la autocorrelación de la señal y se ha tomado como periodo el retardo entre los máximos de la señal de autocorrelación.

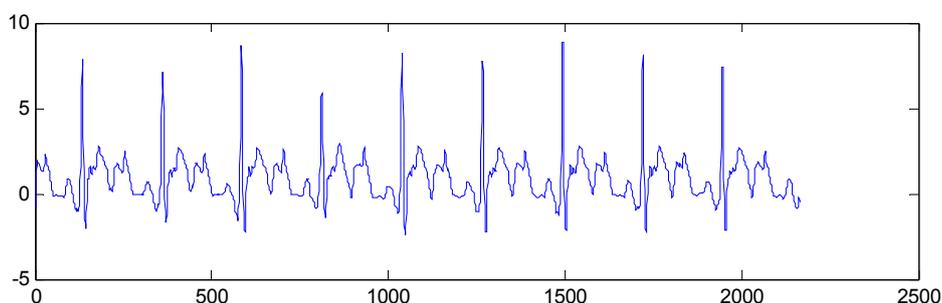


Figura 1. Detección de puntos de interés en acelerometría.

Una vez detectado el periodo de la señal se han localizado los máximos y mínimos en cada periodo y se ha marcado como punto de máxima aceleración en el contacto con el suelo aquel máximo que contenga en los 20ms anteriores y posteriores, valores inferiores al máximo en al menos 5g. La detección de este instante es el punto más crítico en el análisis de la señal puesto que el resto de parámetros de interés se obtienen a partir de este punto:

- La longitud de zancada se obtiene a multiplicando el tiempo de zancada (periodo entre dos máximos consecutivos) por la velocidad de carrera.
- La longitud de paso derecho / izquierdo (m) se basa en la determinación del tiempo de cada paso. Para esto, se trabaja con la señal vertical de acelerometría medida en la cabeza, donde se localiza el máximo asociado al contacto con el suelo de la tibia que lleva el acelerómetro y a continuación se detecta el máximo asociado al contacto con el suelo de la tibia que no se está registrando y que se localiza temporalmente aproximadamente a la mitad del tiempo de zancada del máximo anterior.
- La localización de los puntos indicados en los dos párrafos anteriores permite dividir las señales en pasos y zancadas y a partir de estos determinar los valores de los máximos y mínimos de las señales en tibia y cabeza así como las magnitudes, atenuaciones y tiempo entre picos de tibia y cabeza.
- Para el cálculo de las tasas en tibia/cabeza y el tiempo hasta el pico de aceleración en la tibia es necesario localizar otro punto en las señales de acelerometría: el punto en que la aceleración en tibia y cabeza comienza a aumentar. Y esto se

hace buscando el mínimo local que sucede en la ventana temporal que transcurre entre el máximo y los 20 ms. anteriores a este.

PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este trabajo se han utilizado en otras investigaciones, por lo que la precisión ha sido un factor muy relevante. Para conseguir la máxima precisión posible, la detección de los puntos de interés (realizada de forma automática) ha sido revisada por expertos en biomecánica que han tenido la posibilidad de editar estos puntos. Para esto se han mostrado los puntos de interés en un formato gráfico y se ha permitido al usuario la modificación de estos mediante el uso de un ratón o algún otro dispositivo señalador.

Esta revisión de resultados presenta varias ventajas: desde el punto de vista de depuración del algoritmo de detección permite evaluar la precisión en la detección y desde el punto de vista del usuario permite corregir posibles errores en la detección automática de puntos de interés y proporciona el cálculo de parámetros con los puntos modificados.

CONCLUSIONES

La detección automática de los puntos de interés en señales biomecánica de acelerometría ha supuesto para los investigadores involucrados en este trabajo un considerable ahorro de tiempo a la vez que ha contribuido a la eliminación de errores que se producen al realizar tareas repetitivas.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha estado patrocinado por la Generalitat Valenciana: aplicación presupuestaria 09.02.03.542.50.7, línea de subvención T4015 de la Conselleria de Educación, Cultura y Deporte, las ayudas para la realización de proyectos de I+D para grupos de investigación emergentes correspondientes a la convocatoria establecida en el anexo IX, de la Orden 64/2014, de 31 de julio, de la Conselleria de Educación, Cultura y Deporte (DOCV núm. 7.332, de 5 de agosto de 2014). Expediente GV/2015/067.

REFERENCIAS

- [1] Currie G., Rafferty D., Duncan G., Bell F. and. Evans A., *Medical and Biological Engineering and Computing*, 30, 669-670, (1992).
- [2] Lau H. and Tong, K. *Gait Posture*, 27, 248-257, (2008).
- [3] Milgrom C., Giladi M., Kashtan H., Simkin, A. Chisin, R., Margulies J., Steinberg, R., Aharonson Z.,and Stein, M. *Foot Ankle*, 6101, (1985).
- [4] Voloshin A., and Wosk J., *J. Biomech.*,15, 21-27, (1982).
- [5] Parks T. W., and Burrus C. S., *Digital Filter Design*, John Wiley & Sons, chapter 7, section 7.3.3. (1987).