

Caracterización de desordenes motrices asociados al Síndrome de Tourette a partir de una señal de acelerometría

D. Viramontes-Pérez,
O.U. Zamarripa-Villaverde,
E. Palacios, M.O. Méndez-García
Facultad de Ciencias, UASLP.
Av. Salvador Nava s/n,
Zona Universitaria,
San Luis Potosí, S.L.P. México.
epalacios@fciencias.uaslp.mx
mmendez@galia.fc.uaslp.mx

M. Bernabei, E. Preatoni,
G. Andreoni
Dipartimento di Industrial
Design, Arti, Comunicazione e
Moda, Politecnico di Milano,
Piazza Leonardo Da Vinci 32,
michel.bernabei@mail.polimi.it,
ezio.preatoni@polimi.it
giuseppe.andreoni@polimi.it

L. Piccini, M. Sassi, D.
Servello, M. Porta,
Movement Disorders and
Tourette Centre, IRCCS
Galeazzi, Milan, Italy
luca.piccini@polimi.it
dr.sassi@yahoo.it
portamilano@libero.it

Resumen— En este trabajo se propone un algoritmo para la caracterización y detección de movimientos motrices involuntarios (TIC) durante el Síndrome de Tourette (ST) a partir de la señal de un acelerómetro. El ST es un desorden neurológico que surge durante la infancia y está caracterizado por una amplia variedad de tics. El algoritmo de detección propuesto se basa en la caracterización de las señales de acelerometría de los tics a través de un polinomio. Cuatro sujetos con ST participaron en el estudio y sus tics fueron evaluados y clasificados tanto por el método automático propuesto como a través de un monitoreo de las videograbaciones. La detección y clasificación automática mostró un desempeño mayor del 90% en términos de exactitud, sensibilidad y especificidad. En conclusión, este método simple, automático y no invasivo ofrece un enfoque alternativo para la evaluación y clasificación de tics en cualquier ambiente (no sólo el clínico). Esto soluciona las limitaciones de los métodos actuales para la evaluación de tics, que se lleva a cabo mediante observación clínica e/o inspección de videograbaciones en centros neurológicos especializados.

Palabras clave: detección de tics, síndrome de Tourette, acelerómetro.

I. INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, los avances en la tecnología, las comunicaciones inalámbricas y el procesamiento digital de señales han dado lugar al desarrollo de dispositivos portátiles (DP), que permiten el monitoreo constante y no invasivo de pacientes. Este tipo de dispositivos facilitan una atención continua, sin importar las actividades del paciente, y presentan la oportunidad de obtener diagnósticos más precisos que no son afectados por las condiciones de la inspección y el ambiente clínico. Además, se pueden conseguir beneficios económicos al reducirse costos de transporte para la evaluación del paciente y visitas médicas

innecesarias. La disponibilidad cada vez mayor de recursos computacionales y sistemas embebidos entrega una gran oportunidad para el desarrollo de soluciones automatizadas para tareas que requieren mucho tiempo y atención. Ahora es posible hacer análisis de grandes cantidades de datos y desarrollar sistemas de soporte a decisiones (DSS, por sus siglas en inglés Decision Support System) que reducen el trabajo tedioso, repetitivo y cansado para el experto humano. Los DSS fomentan el desarrollo de procedimientos de detección automática, análisis de gran cantidad de datos, y en consecuencia la definición de normas, directrices y referencias clínicas. La evaluación de la apnea del sueño es un ejemplo de esto (AAP, 2002).

El síndrome de Tourette (ST) es un desorden neurológico que comienza en la infancia y se caracteriza por una gran variedad de tics motrices y fónicos que aumentan y disminuyen con el tiempo (TSCSG, 1993). El ST usualmente se presenta en conjunto con problemas de comportamiento como atención reducida, desorden de hiperactividad y desorden obsesivo-compulsivo (TSCSG, 1993). En los últimos años se han realizado muchos estudios para determinar la historia, la genética y el tratamiento del ST, pero aún no se han presentado propuestas para la evaluación cuantitativa y objetiva de los problemas motrices asociados con este síndrome. Actualmente, la evaluación del ST se realiza mediante exámenes clínicos, o la observación del comportamiento del paciente, y sólo algunos pocos centros especializados miden la severidad del ST mediante una escala de valoración semi-cuantitativa basada en la observación de videos (Goetz, 1999). Las características de los tics, así como la severidad, frecuencia y distribución corporal se examinan mediante monitoreo visual de las videograbaciones, y se clasifican con referencia a la Escala Global de Severidad de Tics Yale (*Yale Global Tic Severity Scale*, YGTSS) (Leckman et al., 1989). El análisis del video y la clasificación YGTSS dependen de la percepción del médico, por lo que puede existir parcialidad en la evaluación de los signos patológicos. Además, los tics pueden aumentar

o disminuir en severidad, y hasta suprimirse durante periodos de tranquilidad y relajamiento. El diagnóstico se complica si esto ocurre durante las visitas al médico.

Debido a que el ST está caracterizado por expresiones motrices, los acelerómetros son dispositivos adecuados para el reconocimiento de esta actividad por su exactitud en la detección de movimiento, su tamaño reducido y consumo de potencia (Mathie et al., 2004). Los acelerómetros permiten una adquisición de datos continua sin presentar una intrusión en las actividades diarias del paciente, gracias a sus dimensiones. Los métodos basados en acelerómetros portátiles aún no han sido explotados de manera extensa para la evaluación del ST.

El objetivo de este estudio es presentar el potencial de un dispositivo portátil para la evaluación, monitoreo y clasificación de tics causados por el Síndrome de Tourette. El sistema consiste en: a) un acelerómetro para medir la magnitud de los movimientos; b) la caracterización de distintos tipos de tic mediante polinomios; y c) algoritmos de búsqueda para el reconocimiento y clasificación de cada tipo de tic.

II. METODOLOGÍA

A. Protocolo

En este trabajo participaron cuatro pacientes que exhibían diferentes tipos de tics motrices, variables en distribución corporal, intensidad, frecuencia y complejidad. A dos de ellos se les colocó un implante de Estimulación Cerebral Profunda (ECP).

El estudio se desarrolla dentro del subconjunto de sujetos con el síndrome de Tourette, por esa razón no hemos puesto en consideración la parte de no confundir los tics con algún otro tipo de enfermedad mental o neurológica. Sin embargo, es necesaria una validación sobre circunstancias de enfermedades que pudieran causar respuesta motoras similares.

Además, el estudio fue aprobado por el Consejo de Revisión Institucional competente. Los sujetos fueron informados acerca de los procedimientos de las pruebas. A cada sujeto se le colocó en el tronco del cuerpo una unidad portátil con una banda elástica para las sesiones de monitoreo, con duración de 1 minuto (Fig. 1). Se les pidió permanecer parados y estáticos mientras se realizaba la grabación en video de la sesión y al mismo tiempo se realizó la adquisición de la señal del acelerómetro incorporado al DP.

Los tics motrices fueron identificados por un médico experto observando las grabaciones en video, y evaluados en términos de intensidad y frecuencia de acuerdo al protocolo propuesto por (Goetz et al., 1994). El DP de dimensiones de 92mm x 58 mm x 25mm consistió en un actígrafo basado en un sistema comercial (PROTHEO I, SXT – Sistemi per Telemedicina). Contenía un sensor de aceleración 3D (LIS3L06AL MEMS, STMicroelectronics, rango: $\pm 6g$, sensibilidad: 0.22 V/g), un módulo de transmisión Bluetooth® clase II (PAN1540, Panasonic) y una batería recargable LiIon. Las señales de aceleración fueron filtradas

a 16 Hz y muestreadas a 256 muestras/seg. Cada registro

TABLA 1
TIPO DE TIC, CANTIDAD DE REGISTROS Y
CARACTERÍSTICAS POR PACIENTE

| Paciente | Tipo de Tic | Número de Registros | Características |
|----------|---------------|---------------------|---|
| 1 | Cuello | 2 | Clónico, de baja intensidad. |
| 2 | Complejo A | 4 | Hombro, tórax, pierna. Clónico y tensado. Alta frecuencia e intensidad. |
| 3 | Vocal, Pierna | 2 | Simple, baja intensidad y frecuencia |
| 4 | Complejo B | 2 | Cabeza, cuello y vocal. Frecuencia e intensidad media – alta. |

contiene 3 señales que representan los cambios en velocidad en los ejes X, Y, y Z. Para cada registro se analizó el eje con mayor contenido de información. La decisión del eje con mayor información fue empírica, es decir, se consideraron las 3 señales correlándolas con la información proporcionada por el médico, esto demostró que en el eje en dirección vertical los eventos de tics son mas detectables. Sin embargo, un fusión entre la información de los tres ejes podría mejorar los resultados.

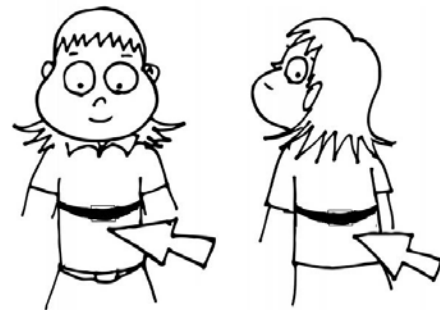


Fig. 1 Ubicación del acelerómetro

B. Ajuste polinomial de curvas

Se tienen 10 registros diferentes con 4 tipos de tics, es decir, tenemos un conjunto de datos experimentales

$$(x_0, y_0), (x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_k, y_k), \dots, (x_n, y_n).$$

De los cuales se seleccionaron los intervalos de las señales donde se presenta un tic. Entonces, el objetivo es encontrar una función $y = f(x)$, cuya gráfica coincide con los puntos dados. Esto es, se quiere aproximar un polinomio de grado n , a un conjunto de m pares de datos (x_i, y_i) .

Sea el polinomio

$$P(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (1)$$

donde se calcula la cantidad

$$S = \sum_{i=0}^m (P(x_i) - y_i)^2 = \sum_{i=0}^m (a_0 + a_1x_i + a_2x_i^2 + \dots + a_nx_i^n - y_i)^2$$

Para obtener los valores de los coeficientes del polinomio aproximador se tienen que determinar los valores de los coeficientes $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ de forma que la cantidad S tome un valor mínimo.

Así, se evalúan las derivadas parciales de S respecto de $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ iguales a cero

$$\frac{1}{2} \frac{\partial S}{\partial a_0} = \sum_{i=0}^m (a_0 + a_1x_i + a_2x_i^2 + \dots + a_nx_i^n - y_i) = 0$$

$$\frac{1}{2} \frac{\partial S}{\partial a_1} = \sum_{i=0}^m (a_0 + a_1x_i + a_2x_i^2 + \dots + a_nx_i^n - y_i) x_i = 0$$

⋮

$$\frac{1}{2} \frac{\partial S}{\partial a_n} = \sum_{i=0}^m (a_0 + a_1x_i + a_2x_i^2 + \dots + a_nx_i^n - y_i) x_i^n = 0$$

Obtenemos un sistema de $n+1$ ecuaciones con $n+1$ incógnitas, $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$.

En la Tabla 1 se presenta la información detallada del número de registros estudiados por paciente, así como el tipo de tic que padece cada uno.

De cada registro fueron extraídas las muestras de todos los tics que indicó el médico, las cuales se promediaron para conseguir un modelo único para cada registro. La duración de cada tipo de tic es variable (con una duración promedio de 0.3 segundos). Por lo tanto, el tamaño de las muestras no es uniforme entre diferentes registros.

Para establecer el orden del polinomio (n) al que debe de ajustarse cada modelo utilizamos dos criterios: uno cuantitativo y uno cualitativo. Primero se eligió un orden para el cual el error cuadrático medio entre el modelo y la aproximación polinomial fuese menor a 0.005.

Posteriormente se evaluó visualmente la aproximación para decidir si el orden permanecería como se estableció cuantitativamente o si había que incrementarse para conseguir una mayor similitud con el modelo.

Una vez que fueron obtenidos los coeficientes de todas las muestras de tic de un registro, se evalúa la media y la desviación estándar de cada uno de ellos. De esta manera se obtienen los coeficientes \bar{a}_i del modelo promedio \bar{P} y una medida de su variabilidad $\bar{\sigma}_i$. La Fig. 2 muestra un ejemplo

típico de los modelos de aproximación polinomial para cada uno de los 4 tics. Los grados de los polinomios obtenidos varían desde 8 hasta 15. Debido a que los sujetos tienen diferentes tipos de tics, no existe alguna relación entre el orden del polinomio utilizado y el grado de detección, por lo que para cada tipo de tic el polinomio es diferente. Sin embargo, dependiendo del grado del polinomio para un específico tipo de tic, el grado ayuda a detectar mejor ese tipo de tic.

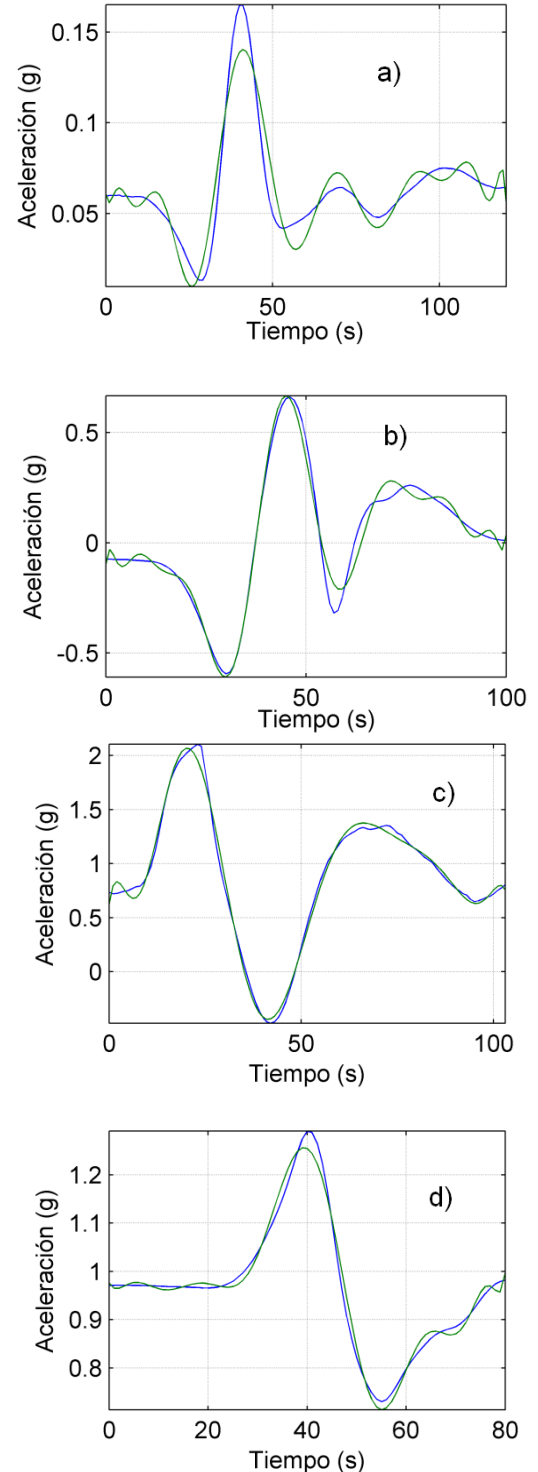


Fig. 2 Modelo y aproximación polinomial de cada tipo tic. a) Se muestra al paciente 1, y el perfil mostrado es de un tic de cuello. b) Paciente 3, con tic de pierna y vocal. c) Paciente 2, con un tic complejo A y d) Paciente 4 con tic complejo B.

Por otro lado, lamentablemente no fue posible realizar un análisis frecuencial, ya que los tics pueden ser modelados de una mejor manera mediante funciones polinomiales.

C. Detección de Tics

La detección automática de los tics se realizó mediante una búsqueda sistemática del polinomio obtenido en todo el registro. Para comenzar la detección se toma un intervalo de muestras con longitud igual a la del modelo de tic (esto se hizo para los 4 tipos de tic estudiados).

De este segmento se obtiene su aproximación polinomial \hat{P} (con coeficientes \hat{a}_i) del grado n correspondiente a \bar{P} . Se registra un tic solamente si:

$$\bar{a}_i - C\bar{\sigma}_i < \hat{a}_i < \bar{a}_i + C\bar{\sigma}_i, \forall i$$

donde C es una constante de sensibilidad, aproximada heurísticamente. Cuando se ha detectado un tic se omite la evaluación de las muestras de los dos segundos siguientes, a manera de evitar múltiples registros de un mismo tic; posteriormente, se toma un nuevo intervalo y se repite el proceso de detección automática.

Al terminar el proceso de detección se cuenta con un registro del número de tics y el tiempo en el que se registraron, de manera que puede hacerse una comparación directa con la evaluación del médico para evaluar la efectividad del método.

III. RESULTADOS

En la Fig. 3 se muestra el desempeño del método propuesto para la detección y clasificación automática de tics. El valor medio de la exactitud es de 94%, la sensibilidad 89% y la especificidad 95%, mientras que sus respectivas desviaciones estándar son de 2.92%, 9.16% y 5.99% respectivamente.

La correlación entre la frecuencia de detección de tics por parte del médico (F_{DM}) basada en el análisis de los videos y la frecuencia de detección automática (F_{DA}) aparece en la Fig. 4. El análisis de regresión lineal por mínimos cuadrados para los 10 registros, muestra un valor de correlación $\rho=0.97$, el cual es un resultado satisfactorio.

IV. DISCUSIÓN

Se presentó un método para la clasificación de tics motrices del Síndrome de Tourette mediante la aproximación polinomial de sus señales de acelerometría. Dichas señales se obtuvieron con un dispositivo portátil con

acelerómetros integrados. A cada tipo de tic se le asignó un conjunto de coeficientes y desviaciones estándar para cada uno de los 4 tipos de tic, que después fueron utilizados como ‘modelos’ para identificar eventos de tic.

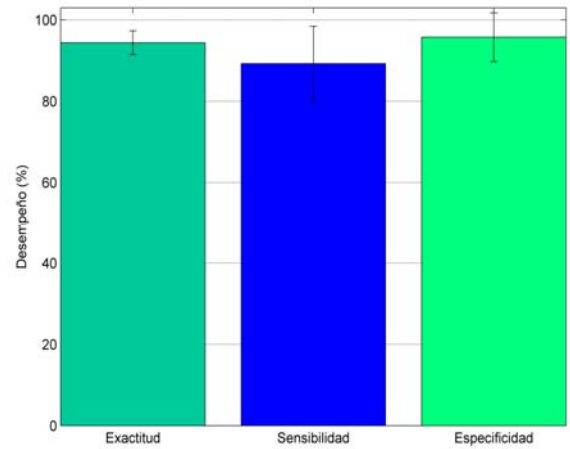


Fig. 3 Valores Promedio \pm Desviación Estándar de exactitud, sensibilidad y especificidad del método de detección automática de tics.

Se observó que el método automático propuesto para la detección de tics emula de manera satisfactoria el análisis visual realizado por el médico experto.

Los resultados obtenidos en este estudio indican un gran potencial para el desarrollo de un sistema completo y generalizado de detección y clasificación automática de tics del ST, que constituiría un importante sistema de soporte de decisión para los médicos.

Debe notarse que este estudio solo consideró un reducido número de pacientes y muestras, por lo que los resultados distan de ser generalizados; sin embargo, el desempeño del método propuesto, refleja similaridad y un importante avance respecto al trabajo de M. Bernabei et al. (Bernabei, 2010), donde el desempeño fue de 80%.

Es importante la continuación de este tipo de análisis para determinar si es posible establecer conjuntos de coeficientes que funcionen para un dado tipo de tic en cualquier persona que lo presente (estableciendo su rango de tolerancia pertinente), o si es necesaria una sesión de calibración inicial para cada sujeto.

Un problema importante con la metodología que se eligió es que las aproximaciones polinomiales de los modelos de tic resultan de un orden bastante elevado, que implica mucho procesamiento y un gran uso de recursos computacionales.

El sistema de detección y clasificación automática de tics se encuentra aún en una etapa temprana de su desarrollo, y en un futuro se planea trabajar las debilidades detectadas. Se busca trabajar con un mayor número de tipos de tics, con muestras de múltiples pacientes que los padezcan para contar con información más general y representativa. Eventualmente se busca que el sistema sea capaz de detectar

automática y confiablemente cualquier tipo de tic en cualquier paciente.

V. CONCLUSIONES

Este estudio muestra la viabilidad de una metodología automática para la evaluación cuantitativa y la clasificación de eventos de tics del Síndrome Tourette.

La automatización de la evaluación de tics facilita la determinación de diagnósticos correctos, eliminando del proceso la subjetividad y el error humano. Además, la posibilidad de monitorear continuamente a los pacientes de una forma no invasiva permite obtener información completa, ya que en muchas ocasiones la intensidad de los tics puede variar drásticamente de acuerdo a las condiciones en las que se encuentra el paciente, y una sesión con el médico podría no ser representativa de la severidad de los síntomas. El método propuesto entregó resultados muy precisos y confiables, mostrando la importancia que podría tener un sistema completo de clasificación automática, que sería sin duda un excelente sistema de soporte a decisiones para los médicos que tratan el Síndrome de Tourette.

El propósito principal de este estudio, es de ver la posibilidad de detectar eventos de tics usando señales no invasivas como la acelerometría. Esto puede ayudar a tener un método de *screening* fuera de los hospitales para evaluar la terapia propuesta por el médico. Entonces, se espera que el método de detección pueda ser parte de un *gadget* con índices que ayuden a los médicos a tomar decisiones. Se espera pronto poder adquirir datos en pacientes en terapias o sobre todo realizar un monitoreo continuo. La periodicidad desde el punto de vista de repetición de eventos es un parámetro que requerimos medir, ya que existen tic que son cuasi periódicos. Sin embargo, este estudio piloto confirma que es posible desarrollar sistemas inteligentes para el monitoreo del síndrome de Tourette.

VI. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue apoyado por SEP - Conacyt (61375).

REFERENCIAS

- American Academy of Pediatrics (2002). Clinical practice guideline: Diagnosis and management of childhood obstructive sleep apnea syndrome. *Pediatrics* 109, 704-712.
- Tourette Syndrome Classification Study Group (1993). Definitions and classification of tic disorders. *ArchNeurol* 50, 1013-1101.
- Goetz, C.G., E.J. Pappert, E.D. Louis, R.Raman y S.Leurgans (1999). Advantages of a modified scoring method for the rush video-based tic rating scale. *MovDisord* 14-3, 502-506.
- Leckman, J.F., M.A.Riddle, M.T. Hardin, et al. (1989). The Yale Global Tic Severity Scale: initial testing of a clinician-rated scale of tic severity. *J Am Acad. Child. Adolesc. Psychiatry* 28, 566-573.
- Mathie, M., A.Coster, N.Lovell y B.Celler (2004). Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *PhysiolMeas* 25, R1-R20. [1]
- Goetz, C.G., G.T. Stebbins, J.A. Thelen (1994). Talipexole and adult Gilles de la Tourette's syndrome: double-blind, placebo-controlled clinical trial. *Mov Disord* 9, 315-317.
- Jin, F., F.Sattar, D.Y.Goh (2009). An acoustical respiratory phase segmentation algorithm using genetic approach. *MedBiolEngComput* 47-9, 941-53.
- Bernabei, M., E. Preatoni, M. Méndez, L.Piccini, M.Porta, G.Andreoni (2010). A novel automatic method for monitoring tourette motor tics through a wearable device. 25-12, 1967-1972.

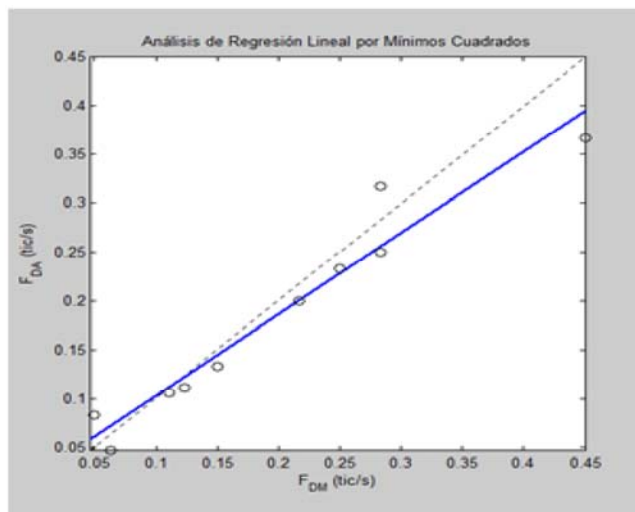


Fig. 4 Análisis de regresión lineal (línea sólida) de los valores de frecuencia (tic/s) obtenidos de la observación de los videos (eje x) y el método de detección y clasificación automática (eje y). La línea punteada representa una regresión con pendiente 1.