

Caracterización del ángulo de inclinación en los planos sagital y frontal de pacientes enfermos de Parkinson utilizando un acelerómetro triaxial

S. Cardona Foix⁽¹⁾, E. Zayas Figueras⁽¹⁾, H. González Rojas⁽¹⁾, P. Chaná Cuevas⁽²⁾

(1) Dpto. de Ingeniería Mecánica. Universitat Politècnica de Catalunya
salvador.cardona@upc.edu

(2) Facultad de Medicina. Universidad de Santiago de Chile USACH-CETRAM

Una de las enfermedades que con frecuencia se presenta en la actualidad en personas adultas es la enfermedad de Parkinson (EP). En el proceso de diagnóstico clínico de la misma se utilizan diferentes exámenes clínicos siendo uno de ellos el examen Levantarse-Sentarse. La determinación precisa del estado de una persona para saber si padece Parkinson o no y el grado de avance de la enfermedad de un paciente se realiza básicamente mediante diagnósticos clínicos y utilizando las escalas Hoehn & Yarh y la UPDRS de progresión y severidad de la enfermedad. En estas escalas el diagnóstico se hace a través de una valoración visual de los médicos especialistas del comportamiento del paciente. El presente trabajo expone un estudio del movimiento de un grupo de diez pacientes enfermos de Parkinson y de cinco controles –personas sanas– utilizando un acelerómetro triaxial colocado en la espalda del paciente, durante la realización del examen antes citado. El objetivo del estudio es obtener información del proceso de movimiento e identificar variables que permitan diferenciar el grupo de controles y el de pacientes. Se analizan en particular los ángulos de inclinación en los planos sagital y frontal de la persona durante el examen clínico. Para la obtención objetiva de dichos ángulos se define un modelo de aproximación de curvas mediante un algoritmo de ajuste de parámetros entre las formas de onda de las señales generadas por el acelerómetro durante las maniobras levantarse y sentarse y curvas de Bézier de grado 5 y continuidad C1. Para el análisis y tratamiento de las señales medidas en los pacientes y para la representación gráfica de los resultados se utiliza el programa de cálculo numérico Scilab 5.3.3. El análisis estadístico de los datos obtenidos se realiza mediante el programa MiniTab 16. Se exponen gráficas y tablas de resultados que fundamentan que el ángulo de inclinación en el plano sagital puede servir como información para discernir entre el grupo de controles y el grupo de pacientes.

1. INTRODUCCIÓN

La enfermedad del Parkinson se caracteriza frecuentemente como un trastorno del movimiento, que también produce en las personas enfermas, otras alteraciones asociadas a la función cognitiva, a la función autónoma, etc. Para la detección de dicha enfermedad y para la evaluación de su progresión en las personas que la padecen se utilizan diferentes exámenes clínicos, como por ejemplo: el examen Levantarse-Sentarse (Sit to Stand – Stand to Sit) y el examen cronometrado Levantarse y Andar (Timed Up & Go -TUG), y las escalas Hoehn & Yarh y UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale) que es la escala unificada de valoración para la enfermedad del Parkinson. En la actualidad el diagnóstico de esta enfermedad es eminentemente clínico.

Varias investigaciones relacionadas con el estudio de los desordenes del movimiento en personas tienen por objetivo analizar la movilidad en pacientes enfermos de Parkinson a partir de la utilización de diferentes técnicas como son: la utilización de acelerómetros y de placas de fuerza (técnicas de medición directa)[1, 2] y el análisis óptico del movimiento (técnica de medición indirecta)[3]. La utilización de la medición directa utilizando acelerómetros se ha convertido en la opción preferida, ya que éstos responden adecuadamente tanto al margen frecuencial como al rango de amplitudes del movimiento en las tres direcciones y también permiten medir la inclinación del cuerpo en los planos frontal,

sagital y transversal del cuerpo humano, lo que los hace mejores dispositivos respecto a otros que no tienen capacidad de medir características estáticas. Otras de las ventajas de dichos dispositivos son su bajo coste y sus dimensiones pequeñas [3].

En su investigación Weiss *et al.* [2] fundamentan que el uso de acelerómetros es útil para aportar información sobre la movilidad de pacientes enfermos de Parkinson, la cual podría complementar aquella obtenida a través de los resultados del examen clínico cronometrado Levantarse y Andar (TUG), aunque señalan que hay muchas cuestiones pendientes relacionadas con la movilidad en dichos pacientes y sugieren realizar estudios adicionales para asegurar la confiabilidad de ciertos parámetros medidos como la aceleración de la parte inferior del tronco de la persona en el examen clínico TUG y otros exámenes similares.

El trabajo realizado por Godfrey *et al.* [1] expone que en la actualidad la medición directa a través del uso de acelerómetros, empleados en entornos clínicos y en el hogar para la monitorización continua de pacientes con trastornos del movimiento y de personas sanas, hace posible que ingenieros, médicos y fisioterapeutas puedan trabajar juntos para ayudar a los pacientes a superar su discapacidad física. El trabajo expone los elementos subyacentes necesarios para entender y estudiar el movimiento humano. Además, los autores presentan aspectos relacionados con la medición directa por acelerometría y relacionan cronológicamente un conjunto de estudios clínicos y de laboratorios realizados entre los años 1991 y 2006 en los que se han utilizado acelerómetros para el estudio del movimiento humano. Así, concluyen que la monitorización mediante acelerómetros es un medio viable para detectar con precisión la movilidad de personas que padecen Parkinson, obesidad, dolores de espalda ... en resumen personas que presentan el riesgo de caídas.

Otra investigación que estudia la movilidad de personas enfermas de Parkinson es la realizada por Nikferk *et al.* [3]. En la misma los autores estudian el movimiento del tronco de los pacientes durante la realización del examen Levantarse-Sentarse a través de la utilización de nuevas técnicas de análisis del movimiento humano, en particular usan una aplicación optoelectrónica basada en la detección, con cámaras de infrarrojo, de marcadores reflectivos fijados al cuerpo de la persona, con el objetivo de caracterizar y comprender mejor los movimientos del tronco en pacientes de Parkinson que permitan desarrollar nuevas estrategias para la gestión de las dificultades durante la acción de levantarse de una silla. Así, dividen el movimiento del tronco en tres fases que denominan: impulso de flexión, transferencia del impulso y extensión. El estudio concluye que los enfermos de Parkinson cuando se levantan de una silla, realizan mayor flexión del tronco hacia delante, y tienen mayor velocidad y mayor impulso del tronco hacia delante respecto de las personas sanas.

Los investigadores Mak and Hui-Chan [4], en su trabajo, estudian los desordenes cinemáticos y cinéticos particulares de personas enfermas de Parkinson que influyen en la lentitud de la realización del examen Levantarse, a partir de utilizar un sistema de análisis de movimiento PEAK, compuesto de marcadores reflectivos y cámaras de vídeo, y además utilizan dos plataformas de fuerzas. Dividen el examen Levantarse en cuatro etapas: la primera es desde el movimiento inicial hasta que alcanzan la máxima velocidad horizontal, la segunda desde dicha velocidad máxima hasta que el paciente se separa del asiento (fase de flexión), la tercera, desde que se separa del asiento hasta que alcanza la máxima velocidad vertical (fase de extensión) y la cuarta, desde esta última velocidad hasta completar el movimiento. Analizan el tiempo empleado por las personas en completar cada etapa. Concluyen que los enfermos de Parkinson tardan más tiempo en completar cada etapa, que generan menores picos de velocidad vertical y horizontal durante el examen; así como muestran menores valores de momentos de flexión de la cadera y de dorsiflexión del tobillo, que parecen ser provocados por una deficiente fuerza muscular y por tanto, una mayor lentitud en la ejecución del examen Sentado a de pie. Se concluye que todo ello se debe al cambio de la dirección del movimiento del tronco durante las fases de flexión y extensión, por lo que sugieren que se debe proponer un programa de ejercicios con el objetivo de potenciar el control del movimiento de cambio de orientación como un enfoque de tratamiento clave adicional.

En su informe de investigación, los autores S. Morris, M. Morris y R. Ianssek [5] realizan la comprobación de la fiabilidad de las mediciones obtenidas con el examen cronometrado

Levantarse y Andar (TUG), en personas con la enfermedad de Parkinson cuidadosamente seleccionadas y en los estados medicados (estado On) y no medicados (estado Off), a través de un análisis estadístico en el que utilizan el coeficiente de correlación de Pearson, un análisis de varianza y una serie de comprobaciones planificadas utilizando la distribución t de Student. En su estudio utilizaron el método de la grabación en vídeo de la ejecución del examen y la evaluación de la movilidad en una escala de 1 a 5, por evaluadores profesionales experimentados y otros evaluadores menos experimentados. Como conclusiones plantean que la comprobación de la fiabilidad y la evaluación de la confiabilidad entre los distintos valores de las tasas de las mediciones del examen TUG fue alta, y además que las mediciones reflejaron cambios en la ejecución del examen en los pacientes de acuerdo con el uso del medicamento (levodopa). Además, plantean que el TUG puede ser particularmente adecuado para la cuantificación de los desordenes que resultan de una pobre secuenciación de las habilidades motoras que son bien dominadas, lo cual es un problema en enfermos de Parkinson. También concluyen que los fisioterapeutas son miembros claves del equipo de trabajo en la salud de las personas que padecen Parkinson.

El presente trabajo expone los resultados de un estudio de movimiento realizado en un grupo de pacientes enfermos de Parkinson y otro de controles (personas sanas) utilizando un acelerómetro triaxial durante la ejecución del examen Levantarse-Sentarse. El objetivo de dicho estudio es obtener información del proceso de movimiento e identificar variables que permitan diferenciar el grupo de controles y el de pacientes. Se analizan en particular los ángulos de inclinación en los planos sagital y frontal de la persona durante el examen clínico. Para la obtención de dichos ángulos se define un modelo de aproximación de curvas mediante un algoritmo de ajuste de parámetros entre las formas de onda que contienen las señales generadas por el acelerómetro durante las maniobras levantarse y sentarse y curvas de Bézier de grado 5 y continuidad C1. En el estudio se fundamenta que el ángulo de inclinación en el plano sagital puede servir como información para discernir entre personas pertenecientes al grupo de controles o al de pacientes.

2. ACELERÓMETRO TRIAXIAL. PROTOCOLO DE REALIZACIÓN DE LAS MEDICIONES

Para la realización de las mediciones se ha escogido un grupo de diez pacientes y otro de cinco controles. El grupo de pacientes son enfermos de Parkinson con una edad media de 60 años, en un rango de 53 – 66 años; 7 son mujeres y 3 hombres, 9 de ellos con un valor de 3 en la escala de Hoehn & Yahr que indica un Parkinson nivel medio-avanzado. El grupo de controles –personas sanas– con una edad media de 54 años, en un rango de 50 – 59 años; de ellos 3 son mujeres y 2 hombres. Las mediciones se han realizado utilizando un acelerómetro triaxial modelo LIS302DL, que utiliza tecnología MEMS (Micro Electronic Mechanical Systems) y viene integrado en el interior del teléfono móvil modelo iPhone 4. Dicho acelerómetro tiene una escala seleccionable dinámicamente por el usuario en rangos de $\pm 2g / \pm 8g$. Mediante la aplicación para iPhone “Acceptplot” es posible acceder, registrar y obtener el registro del acelerómetro con una frecuencia de muestreo nominal de 18 Hz.

Al analizar la componente vertical de la señal del acelerómetro en reposo se observó que la desviación respecto a la gravedad era inferior al 2%, así pues se dio por buena la sensibilidad del dispositivo. La frecuencia de muestreo obtenida no es estrictamente constante, varía entre 17 Hz y 19 Hz, y ello, a pesar de no ser crítico, hace deseable en próximas medidas de laboratorio utilizar otro tipo de instrumentación. No obstante la facilidad de manejo y la accesibilidad de un dispositivo como el iPhone en un entorno clínico es muy atractiva.

Para realizar las mediciones de las aceleraciones requeridas el teléfono móvil que contiene el acelerómetro se fija a un cinturón (figura 1 a) que se coloca en la zona de las vértebras lumbares L2-L3 (figura 1 b), lo que permite tomar las mediciones de la forma más exacta posible ya que al inclinarse la persona se inclina adecuadamente el acelerómetro. Así, las direcciones de los ejes del acelerómetro quedan definidas de la siguiente manera: el eje X_i es perpendicular al plano sagital (PS) -este plano no necesariamente coincide con el plano vertical de la referencia fija; el eje Z_i es perpendicular al plano frontal (PS) y el eje Y_i es perpendicular a las otras dos direcciones antes definidas.

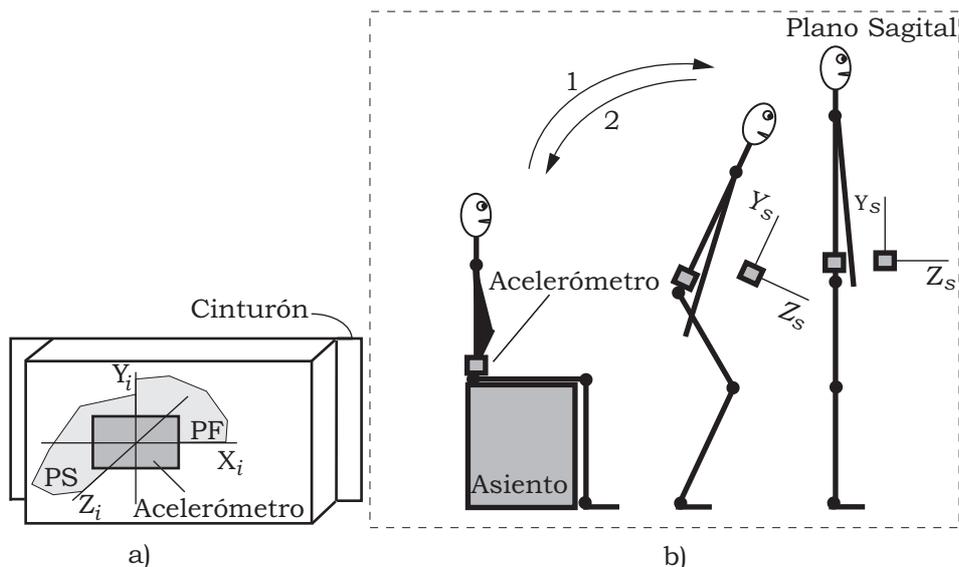


Figura 1. Examen levantarse-sentarse: a) Dirección de los ejes una vez colocado el acelerómetro en el cinturón (PF – plano frontal y PS – plano sagital); b) Posición del acelerómetro colocado en la persona.

Para realizar las mediciones se estableció un protocolo de ejecución del examen cronometrado Levantarse-Sentarse que establece 4 pasos básicos: 1) La postura inicial de la persona es estar sentado en una silla sin respaldo, de manera erguida y con los brazos cruzados al frente; 2) Utilizando la orden “Adelante” se comienza el examen y el registro de las aceleraciones pasando del estado sentado al estado levantado, 3) Una vez de pie se dejan transcurrir tres segundos, 4) Se da la orden “Sentarse” y la persona vuelve a sentarse y una vez alcanzada la postura inicial, se dejan transcurrir de nuevo tres segundos y se repite el ciclo de medición hasta ejecutar 5 acciones consecutivas de levantarse y de sentarse.

3. MEDICIÓN DE LA ACELERACIÓN CON EL ACELERÓMETRO TRIAXIAL

El acelerómetro, ya colocado en la persona, define la orientación de los ejes mencionada en el apartado anterior. En el movimiento que hace la persona durante las acciones de levantarse y sentarse, los ejes de medición del acelerómetro cambian de orientación según los ángulos de inclinación φ_s en el plano sagital y φ_f en el plano frontal. La señal que suministra el acelerómetro tiene dos componentes, una debida al peso –en la que aparece la aceleración g de la gravedad– y otra debida a su aceleración medida en la dirección de los ejes mostrados en la figura 2.



Figura 2. Ejes fijos a la referencia galileana X, Y y Z , y ejes móviles X_i, Y_i y Z_i del acelerómetro según los planos sagital (PS) y frontal (PF). Ángulos de inclinación φ_s en el plano sagital y φ_f en el plano frontal.

Considerando que los ángulos de inclinación φ_s y φ_f no son excesivamente grandes y por tanto, que se prescinde de las dobles proyecciones, se consideran las siguientes expresiones de las señales registradas por el acelerómetro:

<p>Plano Sagital (PS)</p> $\begin{cases} s_{ys} = g \cos(\varphi_s) + a_{yi} \\ s_{zs} = g \sin(\varphi_s) + a_{zi} \end{cases}$	<p>Plano Frontal (PF)</p> $\begin{cases} s_{yf} = g \sin(\varphi_f) + a_{yi} \\ s_{xf} = g \cos(\varphi_f) + a_{xi} \end{cases} \quad (1)$
--	--

Donde: s_{ys} , s_{zs} , s_{yf} y s_{xf} son las señales suministradas por el acelerómetro en las direcciones de sus ejes en los planos sagital y frontal; a_{xi} , a_{yi} , y a_{zi} son las aceleraciones del individuo según los ejes X_i , Y_i y Z_i y g es la aceleración de la gravedad.

Para eliminar la componente de la gravedad en la dirección Y_i puede considerarse que la aceleración del individuo en el eje Z_i es pequeña comparada con la componente de la aceleración de la gravedad en la dirección X_i y se puede utilizar la siguiente expresión:

$$a_{ys} = a_{yi} + \sqrt{g^2 - a_{zs}^2} \quad (2)$$

En la figura 3, se muestran los gráficos de las formas de ondas de la señal procedente del acelerómetro en las tres direcciones. En dichas señales se observan diez picos de aceleración correspondientes a los cinco eventos de levantarse y a los cinco eventos de sentarse.

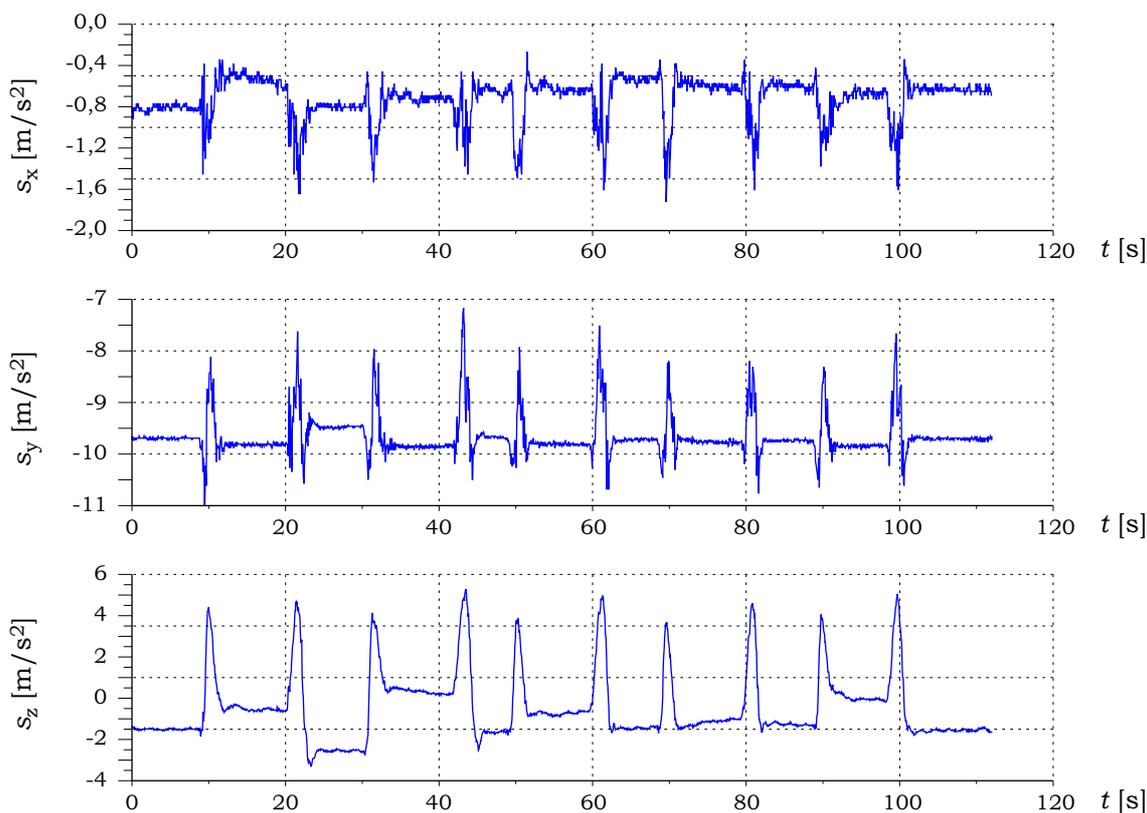


Figura 3. Señales de aceleración según las direcciones s_x del eje X_i en el plano frontal, s_y del eje Y_i (dirección de la columna) y s_z del eje Z_i (perpendicular a la columna) ambas en el plano sagital.

Con el objetivo de extraer de la señal original la duración de cada evento de levantarse y sentarse, es necesario identificar en la señal el instante en que la aceleración es nula justo antes de levantarse y justo después de sentarse. Las señales de aceleración obtenidas se filtraron utilizando un filtro Gaussiano normalizado a área unitaria con una frecuencia de corte $f_{corte} = 2$ Hz, justificando dicha elección a partir de la comparación por inspección

directa de la señal original y de la señal filtrada, observando en ellas la coincidencia temporal de los valores máximos y mínimos.

Para analizar el contenido frecuencial, entre otras alternativas, se dividió la señal en tramos centrados en cada maniobra, se eliminó parte de los tramos de reposo para evitar ruido y se hizo el espectro frecuencial de cada tramo de maniobra.

La comparación de los contenidos frecuenciales, de los valores pico de aceleración y del tiempo de duración de los eventos de levantarse y sentarse de las señales obtenidas tanto para el grupo de pacientes enfermos de Parkinson como para el de los controles, no aportó información significativa que permitiese discernir entre dichos grupos. De modo, que se decide evaluar la variable ángulo de inclinación en los planos sagital (φ_s) y frontal (φ_f), para lo cual se propone un modelo que permite obtener de manera directa dichos ángulos a partir de las señales de aceleración obtenidas.

4. AJUSTE DE PARÁMETROS PARA LA DETERMINACIÓN DEL ÁNGULO DE INCLINACIÓN

Para determinar de manera sistemática el ángulo de inclinación se define un modelo de la evolución de la aceleración del individuo en la dirección del eje Z_i —dirección perpendicular a la columna de la persona. Se dota a este modelo de un número suficiente de parámetros que permiten ajustar el modelo a los resultados experimentales obtenidos. Éste utiliza curvas de Bézier de grado $n = 5$. Con estas curvas de Bézier se aproxima la forma de la curva del tramo de señal original de aceleración que se analiza, y que se ha considerado en intervalos de duración 5 s (tiempo de maniobra), tanto para los eventos de levantarse como para los de sentarse.

El modelo consiste en tres tramos (figura 4), éstos son: Tramo inicial –T1– y Tramo final –T3– de inclinación del cuerpo constante, no necesariamente nula y Tramo central –T2– con la inclinación del cuerpo definida por una curva de Bézier de grado 5 con continuidad C1 con los tramos inicial y final.

Los parámetros del modelo (figura 4) son:

- p_1 – Tiempo en el que acaba en tramo inicial y comienza el tramo central
- p_2 – Tiempo en el que acaba en tramo central y comienza el tramo final.
- p_3 – Inclinación en el primer tramo y las dos primeras ordenadas de Bézier.
- p_4 y p_5 – Ordenadas de Bézier centrales.
- p_6 – Inclinación en el último tramo y las dos últimas ordenadas de Bézier.

En la parte superior de la figura 5 se muestran dos gráficos que explicitan el modelo utilizado indicándose en él los tramos T1, T2 y T3, los parámetros p_1 a p_6 y el incremento Δ de inclinación, que se mide en cada tramo y que permite obtener a partir de él y utilizando las fórmulas indicadas en 1), los valores de los ángulos de inclinación φ_s en el plano sagital y φ_f en el plano frontal deseados.

En la parte inferior de la figura 5 se muestra el ajuste realizado entre el modelo propuesto a las señales de dos maniobras según la dirección del eje Z_i . El primero de los tramos corresponde a un evento de levantarse y el segundo al evento de sentarse.

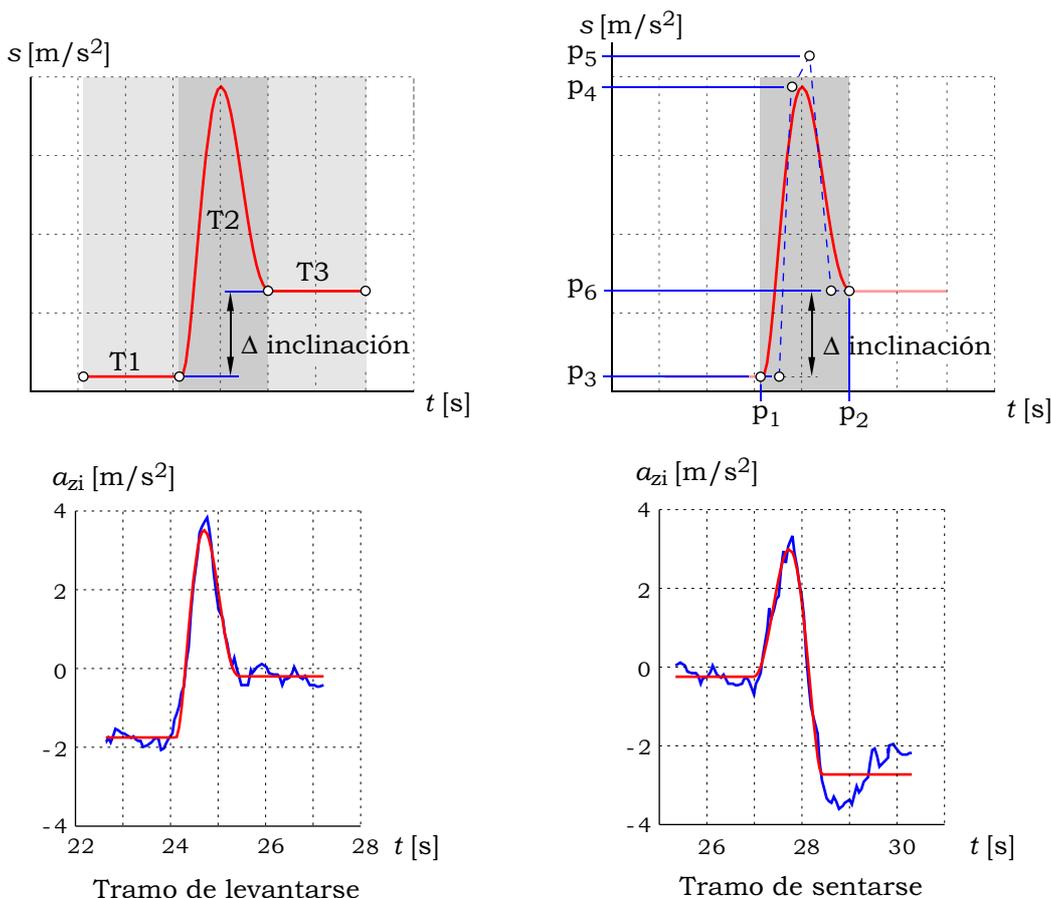


Figura 4. Modelo de evolución de la aceleración. En la parte superior se indican los tramos y parámetros del mismo, en la parte inferior se ejemplifica su aplicación a un tramo de levantarse y otro de sentarse.

5. RESULTADOS DE LAS MEDICIONES REALIZADAS

A partir del método explicado en el apartado anterior, se obtuvieron los ángulos de inclinación φ_s en el plano sagital y φ_f en el plano frontal de los grupos de pacientes -P- y de controles -C- en las maniobras de levantarse y sentarse. Las tablas 1 y 2 de la página siguiente, muestran los resultados obtenidos en la determinación del ángulo φ_s en los pacientes y en controles durante la ejecución del evento de levantarse. También se han obtenido los valores de dicho ángulo para el evento sentarse y del ángulo φ_f en el plano frontal. Los resultados obtenidos de φ_f no han mostrado información relevante.

La determinación de las medias y la desviación estándar de los ángulos de inclinación φ_s en el plano sagital y φ_f frontal de los grupos de pacientes y controles durante cada evento de movimiento, constituyen los datos de partida para la evaluación estadística mostrada en el siguiente apartado.

Incremento de ángulo de inclinación de los pacientes en la maniobra de Levantarse										
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
$\Delta\varphi_s$ (°)	15,2	6,4	9,7	1,7	3,9	0,22	23,8	7,2	16,6	7,1
	16,6	6,5	12,2	2,6	1,2	2,5	21,5	12,8	8,6	8,0
	14,1	14,6	11,3	1,4	2,1	2,6	22,0	14,1	15,9	11,6
	16,6	9,7	10,9	0,9	1,5	4,4	19,4	12,7	11,6	11,7
	13,4	13,8	14,8	2,2	2,5	4,1	20,3	13,5	12,9	12,6
	$\overline{\varphi_s}$	15,1	10,2	11,8	1,7	2,2	2,8	21,4	12,1	13,1
σ	1,4	3,9	1,9	0,6	1,1	1,7	1,67	2,7	3,3	2,5

Tabla 1. Ángulo de inclinación φ_s en el plano sagital del grupo de pacientes en la maniobra levantarse. Media $\overline{\varphi_s}$ y desviación estándar σ de las mediciones realizadas.

Incremento de ángulo de inclinación de los controles en la maniobra Levantarse					
	C1	C2	C3	C4	C5
$\Delta\varphi_s$ (°)	13,1	3,3	9,3	4,8	4,5
	12,4	2,2	9,7	2,6	1,1
	4,9	1,6	12,3	6,6	0,4
	2,0	3,8	9,4	2,9	1,5
	7,7	3,9	11,8	2,5	0,7
	$\overline{\varphi_s}$	8,1	2,9	10,5	3,9
σ	4,7	1,0	1,4	1,8	1,7

Tabla 2. Ángulo de inclinación φ_s en el plano sagital del grupo de controles en la maniobra levantarse. Media $\overline{\varphi_s}$ y desviación estándar σ de las mediciones realizadas.

6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Para extraer conclusiones a partir de las muestras de los datos de ángulos de inclinación que se han obtenido aplicando el método de ajuste del modelo de evolución a los resultados experimentales y para tener una medida de la bondad de los mismos en términos probabilísticos, se ha realizado un análisis estadístico.

En el caso de estudio el número de muestras es pequeño $N < 10$ (tanto de controles como de pacientes) y se desconoce si es válido suponer la normalidad de los datos, así conviene utilizar alguna prueba estadística no paramétrica, que utiliza la mediana como variable estadística. En el trabajo se utiliza la prueba de Mann-Whitney, que viene incorporada en el programa estadístico MiniTab 16.

En el estudio del ángulo de inclinación φ_s , se usa el recurso de separar el grupo EP (pacientes enfermos de Parkinson) en dos grupos: grupo EP1 (P4, P5 y P6) de pacientes con Parkinson poco avanzado que muestran un ángulo de inclinación pequeño (de la misma magnitud que los que muestran los controles) y grupo EP2, el resto de los pacientes cuyo ángulo de inclinación es bastante diferente al valor de los EP1; y por el grupo de los controles (C). De modo, que se ha decidido hacer la prueba Mann-Whitney con un total de siete pacientes (P= 7) y cinco controles (C= 5) para el evento levantarse.

Las hipótesis que se plantean en la prueba de Mann-Whitney son:

- *Hipótesis H_0 (nula)*: Los valores de la diferencia de ángulo de inclinación de la persona en el plano sagital durante el evento Levantarse, no permiten diferenciar entre grupos de pacientes EP y de controles.
- *Hipótesis H_a (Alternativa)*: Los valores de la diferencia de ángulo de inclinación de la persona en el plano sagital durante el evento Levantarse, permiten diferenciar entre grupos de pacientes EP y de controles.

El resultado ha sido el esperado con una probabilidad del valor U de Mann-Whitney $p = 0,023$ ($p < 0,05$) con lo que se acepta la hipótesis alternativa H_a y por tanto se pueden separar los grupos EP2 y C, siendo la diferencia de ángulo de inclinación un parámetro significativo.

Un planteamiento similar al anterior, se ha hecho para el evento sentarse (S), de modo que se ha decidido hacer la misma prueba con un total de P = 7 y C= 4. El resultado ha sido el esperado con una probabilidad del valor U de Mann-Whitney $p = 0,0298$ ($p < 0,05$) con lo que se acepta la hipótesis alternativa H_a idéntica a la anterior para el evento sentarse y por tanto se pueden separar los grupos EP2 y C, siendo la diferencia ángulo un parámetro significativo.

7. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en el presente trabajo permiten afirmar que la utilización de un acelerómetro triaxial durante el examen clínico Levantarse-Sentarse que se realiza a enfermos de Parkinson puede aportar información significativa sobre la evaluación del movimiento de un paciente o un control, siendo fácil y rápido el protocolo de realización de la medición con dicho acelerómetro. De los diferentes parámetros que se evaluaron en la investigación, sólo el ángulo de inclinación en el plano sagital aporta información que permite discernir entre grupos de personas sanas y de personas enfermas de Parkinson, como se ha puesto de manifiesto con los resultados obtenido en el análisis estadístico.

8. REFERENCIAS

- [1] A. Godfrey et al. *Direct measurement of human movement by accelerometry*, Medical Engineering & Physics, 30 (2008), 1364-1386.
- [2] A. Weiss et al. *Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease?*, Medical Engineering & Physics, 32 (2010), 119-125.
- [3] E. Nikferk et al. *Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position*, Movement Disorders, 17, 2 (2002), 274-282.
- [4] M. K.Y. Mak and C. W.Y. Hui-Chan. *Switching of movement direction is central to Parkinsonian Bradykinesia in Sit-to-Stand*, Movement Disorders, 17, 6 (2002), 1188-1195.
- [5] S. Morris, M. Morris y R. Iansek. *Reliability of measurements obtained with the timed "Up & Go", test in people with Parkinson disease. Research paper*. Physical Therapy, 8, 2 (2001), 810-818.