

Efectos del error en las mediciones de la fuerza de contacto pie-suelo en el análisis dinámico inverso de la marcha humana

R. Pàmies-Vilà, J.M. Font-Llagunes

Dpto. Ingeniería Mecánica. Universitat Politècnica de Catalunya
rosa.pamies@upc.edu; josep.m.font@upc.edu

J. Cuadrado

Dpto. Ingeniería Industrial II. Universidad de La Coruña
javicuad@cdf.udc.es

F.J. Alonso

Dpto. Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales. Universidad de Extremadura
fjas@unex.es

Resumen

Para realizar un análisis dinámico inverso (ADI) de la marcha humana, es necesario capturar el movimiento del cuerpo y disponer de un conjunto de parámetros antropométricos (geométricos e inerciales) del sujeto. Si la información cinemática es completamente conocida, el ADI permite determinar los momentos articulares y las fuerzas de contacto pie-suelo. Existen estudios que utilizan sólo un modelo parcial del cuerpo humano (usando únicamente las piernas, por ejemplo), e introducen las mediciones de una placa de fuerza como datos de entrada del ADI. Es conocido que los resultados de este problema son altamente dependientes de la calidad de los datos de entrada –cinemáticos y dinámicos– y los datos obtenidos con una placa de fuerza contienen errores experimentales. El trabajo que se presenta tiene por objetivo analizar la influencia del error en las mediciones de una placa de fuerza en los momentos articulares calculados. Se han simulado errores sistemáticos (errores de bias) y errores aleatorios (errores Gaussianos). En el primer caso, los indicadores utilizados para cuantificar la propagación del error de bias en los momentos articulares, son la raíz del error cuadrático medio (RMSE), su valor normalizado (NRMSE) y la sensibilidad de los momentos a las perturbaciones en las fuerzas de contacto. En el caso de las perturbaciones aleatorias, el error se ha modelizado mediante una distribución de probabilidad Gaussiana simulando 1000 muestras distintas. Como indicadores de la propagación de este error, se calculan –para cada momento y en cada instante de tiempo–, la media de los valores obtenidos y su desviación estándar. El trabajo incluye un estudio detallado sobre la influencia de estos dos tipos de errores.

INTRODUCCIÓN

Las técnicas de la dinámica de sistemas multicuerpo han sido ampliamente utilizadas en la última década para el análisis dinámico inverso (ADI) de la marcha humana [1]. El objetivo del ADI es calcular los momentos en las articulaciones, resultado de la acción muscular, a partir del movimiento conocido y de los parámetros antropométricos del modelo biomecánico del cuerpo [2]. Cuando estos momentos se han determinado, es posible calcular las fuerzas aplicadas por los distintos grupos musculares implicados en el proceso de la marcha utilizando técnicas de optimización [1]. Este análisis es importante para la detección de patologías y para el diseño de dispositivos asistenciales, como ortesis o exoesqueletos.

El ADI requiere una gran cantidad de parámetros de entrada, concretamente, los parámetros antropométricos del cuerpo humano y la información cinemática del movimiento. Todos estos datos contienen error y estas inexactitudes afectan el resultado del análisis [3, 4]. Conocer el efecto de los errores en los datos de entrada es importante para cuantificar la precisión del análisis dinámico.

Algunos estudios biomecánicos no capturan toda la información cinemática del cuerpo –se centran únicamente

en las extremidades inferiores– y por tanto se ven obligados a utilizar la fuerza de contacto pie-suelo –medida con una placa de fuerza– como parámetro de entrada del ADI [5, 6, 7, 8]. Estos trabajos no tienen en cuenta que esta fuerza es, en realidad, un resultado del análisis dinámico. Esta práctica puede conducir a resultados inconsistentes ya que los datos de la placa de fuerza pueden contener un error adicional. Un estudio previo concluye que los momentos articulares son más sensibles a los errores en las mediciones de las placas de fuerza que a los errores que puedan contener los parámetros antropométricos del cuerpo humano [9].

Las fuentes de los errores en las placas de fuerza son múltiples [10, 11]: la histéresis que presenta la placa, los errores de linealidad de los sensores piezoeléctricos, las interferencias del señal, la inductancia eléctrica, las variaciones de temperatura y humedad, etc. No obstante, a menudo se utilizan directamente las mediciones de estas placas sin considerar la existencia de error en sus datos. Aunque la placa de fuerza esté calibrada los errores experimentales son inevitables. Cuando se utiliza la medición de esta fuerza para estimar los momentos articulares en el cuerpo humano, los errores se propagan a lo largo de las ecuaciones del movimiento afectando al resultado final y a la validez del estudio. El objetivo de este trabajo es conocer el efecto de este error en el cálculo de los momentos articulares.

El ADI se formula mediante una metodología de dinámica multicuerpo y se utilizan funciones analíticas para definir las restricciones reónomas que guían el movimiento del cuerpo. Al conocer sin incertidumbre la posición, velocidad y aceleración de cada segmento, los efectos de los errores en las mediciones de la placa de fuerza se pueden analizar independientemente de otros posibles errores que aparecen en la captura de movimiento, como los expuestos en [3].

El valor real de las fuerzas de contacto se obtiene como resultado de un primer ADI sin perturbar ningún parámetro de entrada y modelizando el contacto pie-suelo como una articulación de revolución. Posteriormente, se añade un error a esta fuerza y se introduce como entrada del ADI –relajando la correspondiente restricción de posición–. Los errores sistemáticos son simulados añadiendo una cantidad fija a las fuerzas de contacto tangencial y normal. Para simular errores aleatorios, se añade un error Gaussiano de media cero y una desviación estándar relacionada con el intervalo de error de los sensores de las placas de fuerza.

MODELO BIOMECÁNICO

El modelo biomecánico utilizado está formado por 10 sólidos rígidos y su movimiento se restringe en el plano sagital, Fig. (1). Los parámetros antropométricos se han obtenido de [12] y los segmentos anatómicos se caracterizan a partir de los valores de masa, longitud, momento de inercia respecto el centro de masas y distancia del centro de masas a la articulación proximal.

Es un modelo de 12 grados de libertad desarrollado con formulación de dinámica de sistemas multicuerpo [13]. El vector de coordenadas generalizadas \mathbf{q} está formado por treinta y dos variables: veintidós son variables de posición –definidas mediante coordenadas naturales que definen la posición de los puntos extremos de los segmentos en el plano sagital– y las otras diez son coordenadas angulares α_i que definen la orientación de los distintos segmentos como se puede ver en la Fig. (1). El pie se modeliza con un contacto puntual, y el ángulo α_1 orienta de forma absoluta el segmento inferior de la pierna respecto al suelo. El resto de ángulos α_i son relativos entre dos segmentos anatómicos.

El vector de restricciones $\Phi(\mathbf{q}, t) = 0$ incluye las restricciones físicas entre las variables y las restricciones reónomas $\alpha_i(t)$ que conducen el movimiento. Estas últimas se han definido utilizando funciones trigonométricas, como se explica más adelante. Las ecuaciones del movimiento se pueden escribir como:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \Phi_{\mathbf{q}}^T \\ \Phi_{\mathbf{q}} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{Q} \\ \boldsymbol{\gamma} - 2\xi\omega\dot{\Phi} - \omega^2\Phi \end{Bmatrix} \quad (1)$$

donde \mathbf{M} es la matriz de masas, $\Phi_{\mathbf{q}}$ es el Jacobiano del vector de restricciones, $\ddot{\mathbf{q}}$ es el vector de aceleraciones, \mathbf{Q} es el vector de fuerzas generalizadas, $\boldsymbol{\lambda}$ son los multiplicadores de Lagrange, y $\boldsymbol{\gamma}$ contiene los términos que son función de posición, velocidad y tiempo. Se ha utilizado el método de los estabilizadores de Baumgarte con los valores $\xi = 1$; $\omega = 10$.

Una primera simulación permite determinar los momentos articulares verdaderos –sin error– y las fuerzas de contacto pie-suelo a partir de los correspondientes multiplicadores de Lagrange. Para llevar a cabo el análisis del error, los valores de la fuerza de contacto pie-suelo son perturbados para emular los errores existentes en las

mediciones de las placas de fuerza. En este caso, las fuerzas de contacto pie-suelo son introducidas en el vector \mathbf{Q} y se relaja la restricción correspondiente del vector $\Phi(\mathbf{q}, t) = 0$.

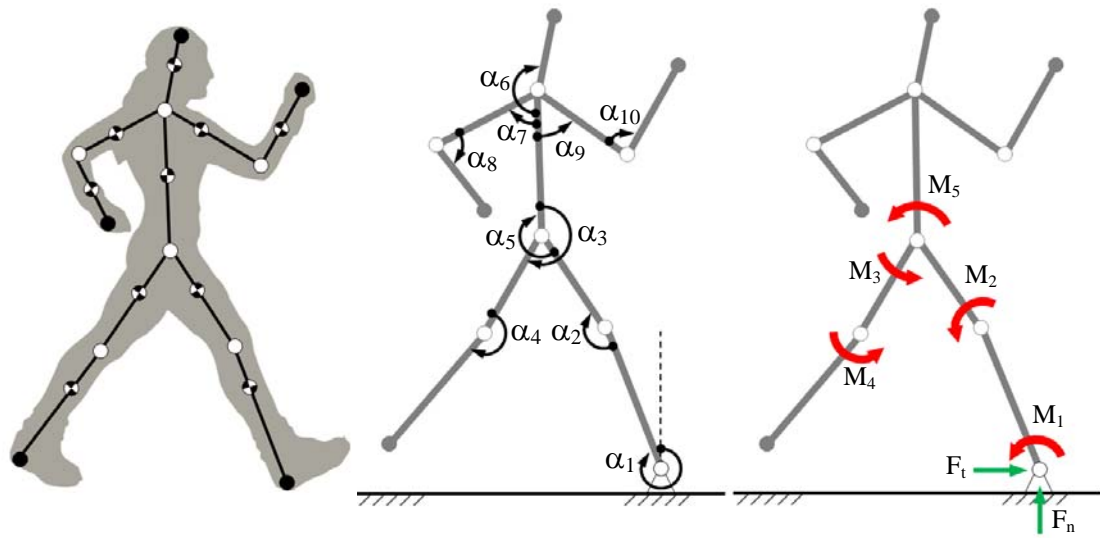


Fig. 1. Modelo biomecánico bidimensional del cuerpo humano en el plano sagital.

El hecho de utilizar expresiones analíticas para guiar el movimiento –utilizando restricciones reónomas–, permite definir un movimiento completamente conocido que garantiza la consistencia cinemática. De esta manera, la posición, velocidad y aceleración de cada coordenada se puede conocer sin errores en cada instante de tiempo y las variaciones en los momentos articulares serán debidos únicamente a las perturbaciones de las fuerzas de contacto pie-suelo. Estas funciones trigonométricas permiten determinar analíticamente los valores de las ecuaciones de restricción Φ , la matriz jacobiana Φ_q y el valor de Φ en la Ec. (1). Las funciones de guiado se definen como

$$\alpha_i(t) = A_i \cos(\omega_i t + \varphi_i) \quad (2)$$

donde la velocidad angular ω_i , la fase φ_i , y la amplitud A_i se escogen para obtener un movimiento visualmente realista de la marcha humana. Todas las velocidades angulares son cero en el momento del impacto del talón, así, cuando el pie contacta con el suelo su velocidad es cero y se evita la aparición de fuerzas impulsivas. El periodo de un paso en este movimiento se ha fijado en 1 s.

METODOLOGÍA

Los errores presentes en las mediciones de un sensor pueden ser divididos en dos categorías generales: errores sistemáticos y errores aleatorios. La suma de estos dos errores es el error total de la medición [14]. En este trabajo se simulan dos errores que pueden estar presentes en las mediciones de una placa de fuerza. El *error sistemático* es una cantidad fija añadida al valor real de las fuerzas de contacto. Estos errores podrían ser minimizados con un proceso de calibrado. Sin embargo, la calibración de fábrica puede no corregir completamente estos errores debido a la variación de las condiciones de laboratorio [10]. El *error aleatorio* tienen un carácter estocástico y se puede simular utilizando una distribución estadística Gaussiana de media cero y una cierta desviación estándar relacionada con la dispersión de los datos.

En un ADI previo al análisis del error, se obtiene el valor real de la fuerza de contacto pie-suelo $\mathbf{F}_c = (F_t, F_n)$ –resultado equivalente a la medición de una placa de fuerza en una situación experimental ideal– y los verdaderos valores de los momentos articulares. Posteriormente, se añade un error a \mathbf{F}_c (el error que pueden contener las mediciones de la placa) y se introduce como entrada del ADI. El análisis del error es distinto según la perturbación introducida.

En el caso de los errores sistemáticos (o de bias), se añaden a las fuerzas de contacto –normal y tangencial– una cantidad fija hasta un máximo de 10 N, una cantidad similar a los errores detectados en los estudios [4, 15]. Se realizan las simulaciones variando el nivel de la perturbación desde –10 N hasta +10 N de manera independiente para cada una de las fuerzas. Los resultados de la simulación son comparados con los momentos articulares

originales y se determina la raíz del error cuadrático medio (RMSE), el valor RMSE normalizado (NRMSE) y la sensibilidad de los momentos articulares a las perturbaciones en la fuerza de contacto.

El valor RMSE estima la magnitud global del error en los momentos articulares para cada simulación dinámica. El valor NRMSE se obtiene como el cociente entre el valor RMSE y el rango de variación de los momentos obtenidos en la simulación sin error. Mientras que el valor RMSE evalúa el error global en cada simulación, el parámetro NRMSE indica el incremento relativo respecto a los valores sin error. Por ejemplo, un valor RMSE de 1 Nm en un momento que tiene un rango de 1 Nm es más importante que el mismo valor RMSE en un momento con un rango de variación de 100 Nm. El parámetro NRMSE tiene en cuenta estas diferencias. Finalmente, la sensibilidad $\partial M_i / \partial F_j$ evalúa la variación en los momentos articulares respecto la variación introducida en las fuerzas de contacto. Estos parámetros se definen como:

$$RMSE_i = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (M_i^{NP}[k] - M_i^P[k])^2} \quad (3)$$

$$NRMSE_i = \frac{RMSE_i}{M_i^{\max} - M_i^{\min}} \quad (4)$$

$$\frac{\partial M_i}{\partial F_j} = \frac{M_i^{NP}[k] - M_i^P[k]}{F_j^{NP} - F_j^P} \quad (5)$$

donde el subíndice i se refiere al índice de los momentos indicados en la Fig. (1), $M_i^{NP}[k]$ es el momento articular en el instante k obtenido en la primera simulación; $M_i^P[k]$ es el momento articular en el instante k cuando las fuerzas de contacto son perturbadas y N es el número de pasos de la simulación ($N=101$). M_i^{\max} y M_i^{\min} son el valor máximo y mínimo del vector M_i^{NP} respectivamente. Finalmente, $F_j^{NP} - F_j^P$ es el incremento de la fuerza de contacto (tangencial o normal) introducida en cada simulación.

Para realizar el análisis del error aleatorio, se tiene en cuenta que los sensores piezoeléctricos utilizados en las placas de fuerza más habituales pueden llegar a tener un error alrededor del 5% [2]. Este error se modeliza mediante una distribución Gaussiana de media cero (no se introducen errores de bias) y una desviación estándar, σ , relacionada con el máximo error de los sensores. Así pues, se asocia el 5% del valor máximo de la fuerza de contacto a 2σ . De esta manera, se asume que el 95% de los valores de la distribución estarán dentro del intervalo de error considerado. Se simulan 2000 campanas de Gauss distintas –1000 para la fuerza tangencial y 1000 para la normal– y se llevan a cabo $N_{sim}=1000$ simulaciones –las dos fuerzas son perturbadas al mismo tiempo–, obteniéndose, para cada momento articular 1000 evoluciones distintas.

Para cada instante de tiempo k , y para cada momento M_i , se calcula la media $\mu_i[k]$ y la dispersión de estos valores $\sigma_i[k]$ como:

$$\sigma_i[k] = \sqrt{\frac{1}{N_{sim}} \sum_{n=1}^{N_{sim}} (M_i^P[k, n] - \mu_i[k])^2} \quad (6)$$

$$\mu_i[k] = \frac{1}{N_{sim}} \sum_{n=1}^{N_{sim}} (M_i^P[k, n]) \quad (7)$$

donde el subíndice i se refiere al momento ilustrado en la Fig. (1), $M_i^P[k, n]$ es el momento articular i en el instante k obtenido en la simulación n ($n=1 \div N_{sim}$) cuando las fuerzas de contacto son perturbadas. N_{sim} es el número de simulaciones ($N_{sim}=1000$).

Igual que en el caso anterior, para que las desviaciones estándar en los distintos momentos sean comparables, se define el parámetro adimensional $\eta_i[k]$ como el cociente entre dos veces la desviación estándar y el rango de variación de cada uno de los momentos articulares:

$$\eta_i[k] = \frac{2\sigma_i[k]}{M_i^{\max} - M_i^{\min}} \quad (8)$$

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Errores Sistemáticos

Como se ha explicado anteriormente se perturban de manera independiente las fuerzas normal y tangencial del contacto pie-suelo. La Tabla (1) muestra los errores RMSE en el momento articular M_1 consecuencia de añadir una cantidad fija (-10N, -5N, 0N, +5N y +10N) a dichas fuerzas de contacto.

Tabla 1. Errores RMSE en el momento articular del tobillo de la pierna de apoyo (M_1).

RMSE (Nm)	$F_n - 10N$	$F_n - 5N$	$F_n + 0N$	$F_n + 5N$	$F_n + 10N$
$F_t - 10N$	8.018	7.775	7.654	7.662	7.798
$F_t - 5N$	4.414	4.009	3.827	3.899	4.212
$F_t + 0N$	1.990	0.995	0	0.995	1.990
$F_t + 5N$	4.212	3.899	3.827	4.009	4.414
$F_t + 10N$	7.798	7.662	7.654	7.775	8.018

Al analizar la Tabla (1) se observa que los resultados presentan una simetría puntual. Por ejemplo, el valor del error RMSE obtenido para una fuerza de contacto $F_c=(F_t+10, F_n-5)$ es el mismo que para una perturbación $F=(F_t-10, F_n+5)$, las componentes de la matriz presentan una simetría respecto al punto donde las fuerzas de contacto no han sido perturbadas. Si las perturbaciones son dos fuerzas de mismo módulo y sentido pero direcciones opuestas, los momentos articulares se ven afectados variando su respuesta -incrementando en un caso y disminuyendo en el otro- una misma cantidad.

El valor RMSE estima la media de los errores en módulo, y no tiene en cuenta en qué signo se producen estas diferencias, por eso los valores presentados en la Tabla (1) en posiciones simétricas respecto el punto sin perturbación son iguales. Esta tendencia se puede observar en las Figs. (2) y (3) para los momentos M_1 y M_4 . Las zonas recuadradas en las Figs. (2a) y (3a) son ampliadas en las Figs. (2b) y (3b) para ilustrar mejor las diferencias durante los primeros 200 ms. La curva discontinua azul indica el valor del momento articular real (cuando los datos de entrada no contienen error). Las líneas rojas cuantifican los momentos cuando la fuerza de contacto es perturbada en una cantidad positiva, mientras que las líneas verdes indican cantidades negativas de perturbación. Las curvas continuas -roja y verde- indican los valores extremos calculados para una perturbación máxima de $F_c=(F_t+10, F_n+10)$ y $F_c=(F_t-10, F_n-10)$, respectivamente.

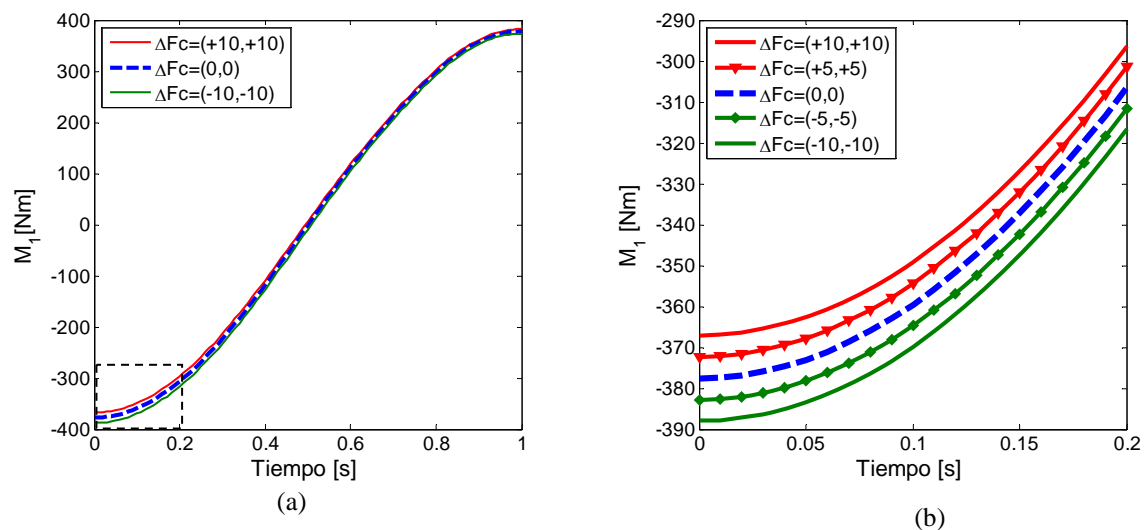


Fig. 2. Momento articular del tobillo de la pierna de apoyo para distintas perturbaciones de la fuerza de contacto. ΔF_c indica el incremento de esta fuerza de contacto.

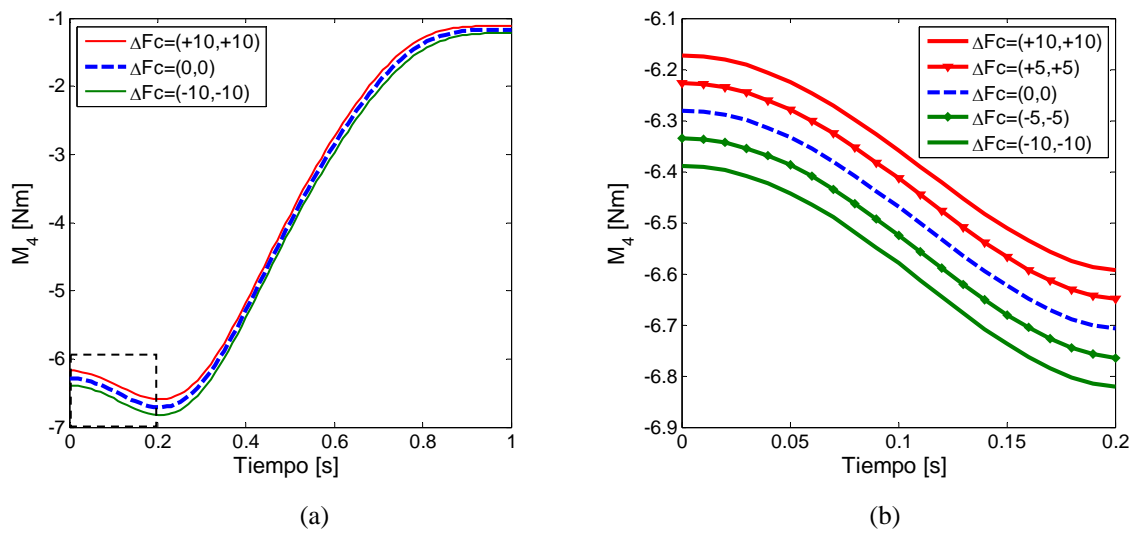


Fig. 3. Momento articular de la rodilla de la pierna de balanceo para distintas perturbaciones de la fuerza de contacto. ΔF_c indica el incremento de esta fuerza de contacto.

Para cada perturbación de la fuerza normal y tangencial se han calculado los errores RMSE hallando los resultados presentados en la Tabla (2). La tabla muestra únicamente los errores para variaciones positivas de las fuerzas de contacto, los valores para las cantidades negativas simuladas pueden ser hallados sabiendo que se mantiene la simetría puntual que se ha comentado.

Estos errores pueden ser representados como una superficie en función del error de bias añadido a las fuerzas de contacto. La Fig. (4). muestra los valores NRMSE en M_4 para distintas cantidades fijas añadidas (Fuerzas desde -10 N a $+10$ N con incrementos unitarios). En esta figura se puede observar la simetría puntual comentada anteriormente.

Tabla 2. Errores RMSE y NRMSE en los momentos articulares de las extremidades inferiores.

	RMSE (Nm)			NRMSE (%)		
	$F_n +0N$	$F_n +5N$	$F_n +10N$	$F_n +0N$	$F_n +5N$	$F_n +10N$
M_1						
$F_t +0N$	0	0.995	1.990	0	0.131	0.261
$F_t +5N$	3.827	4.009	4.414	0.503	0.526	0.580
$F_t +10N$	7.654	7.775	8.018	1.005	1.021	1.053
M_2						
$F_t +0N$	0	0.437	0.874	0	0.120	0.239
$F_t +5N$	1.846	1.984	2.201	0.505	0.543	0.603
$F_t +10N$	3.692	3.807	3.967	1.011	1.042	1.086
M_3						
$F_t +0N$	0	0.122	0.245	0	0.555	1.109
$F_t +5N$	0.064	0.087	0.203	0.2912	0.396	0.919
$F_t +10N$	0.129	0.093	0.175	0.5823	0.419	0.792
M_4						
$F_t +0N$	0	0.032	0.063	0	0.5695	1.139
$F_t +5N$	0.026	0.051	0.081	0.4602	0.9255	1.466
$F_t +10N$	0.051	0.075	0.103	0.9205	1.3463	1.851
M_5						
$F_t +0N$	0	0.167	0.334	0	0.297	0.594
$F_t +5N$	0.373	0.540	0.706	0.665	0.962	1.259
$F_t +10N$	0.746	0.913	1.080	1.330	1.627	1.924

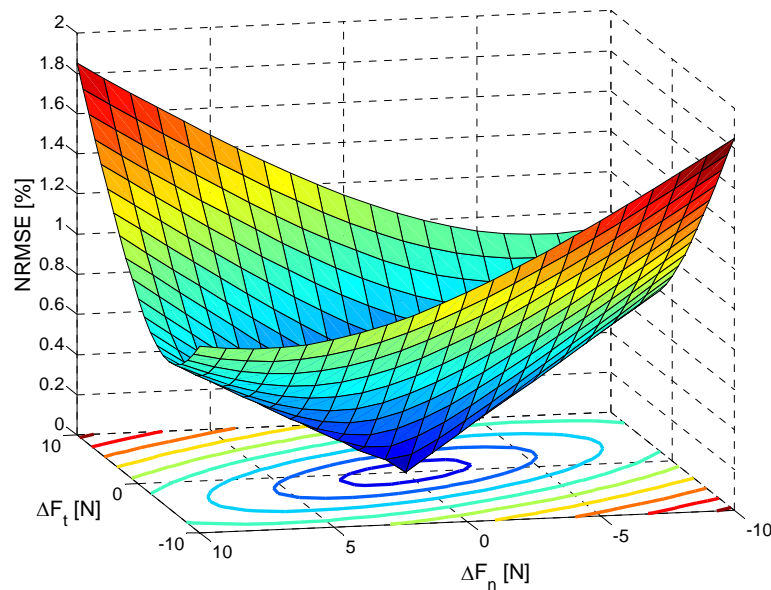


Fig. 4. Evolución del NRMSE en el momento articular de la rodilla de la pierna en balanceo.

En términos absolutos, el mayor valor RMSE se encuentra en el momento del tobillo de la pierna de apoyo M_1 , con un valor de 8.0182 Nm mientras que el error relativo (NRMSE) más importante se encuentra en M_5 con un valor del 1.924%. Es necesario distinguir entre la pierna de apoyo y la pierna del balanceo. En el primer caso, los momentos articulares de la rodilla y la cadera (M_2 y M_5) presentan unos valores RMSE más grandes que los momentos en las mismas articulaciones de la pierna del balanceo (M_3 y M_4). Estos resultados están de acuerdo con los publicados en [15].

Contrariamente, los valores NRMSE son mayores en los momentos articulares de la pierna del balanceo. La diferencia entre el error absoluto y el error relativo se puede observar visualmente en las Figs. (2) y (3). Las curvas en la Fig. (2a) son más próximas al valor original, mientras que se perciben más separadas en la Fig. (3a). Sin embargo, existe una diferencia importante en el rango de variación de dichos momentos. Aquí radica la importancia de comparar los valores RMSE y NRMSE.

La Tabla (2) muestra que los errores normalizados (NRMSE) son semejantes entre ellos –la diferencia entre el valor máximo (1.851%) y el mínimo (0.120%) es pequeña–. En oposición, los valores RMSE distan un intervalo más amplio, de hasta dos órdenes de magnitud –desde 0.026 Nm a 8.018 Nm–. Así pues, una perturbación en la fuerza de contacto pie-suelo comporta un error relativo (NRMSE) similar en todos los momentos de las extremidades inferiores, en cambio se aprecian diferencias significativas en el error absoluto RMSE.

El análisis de sensibilidad permite determinar cómo responden los momentos ante las variaciones en los datos introducidos de la fuerza de contacto. Las Figs. (5a) y (5b) muestran las sensibilidades de los momentos M_i a las perturbaciones en la dirección tangencial y normal, respectivamente. Los valores de la Fig. (5a) son casi tres veces superiores a los de la Fig. (5b), los momentos articulares presentan más sensibilidad a las perturbaciones de la fuerza tangencial que las mismas perturbaciones en la fuerza normal.

El momento M_1 es el que presenta una sensibilidad mayor mientras que el momento M_4 es muy poco sensible a las perturbaciones en las fuerzas de contacto. Estos resultados, como era de esperar, presentan una misma tendencia con los valores RMSE mostrados en la Tabla (2), donde se puede observar que M_4 es el momento articular con un error absoluto más pequeño (los valores del error RMSE son un orden de magnitud inferior).

Comparando los resultados para los cinco momentos estudiados, se observa que los momentos de la pierna de apoyo presentan una sensibilidad más grande a las perturbaciones en la fuerza de contacto que los momentos articulares de la pierna de balanceo.

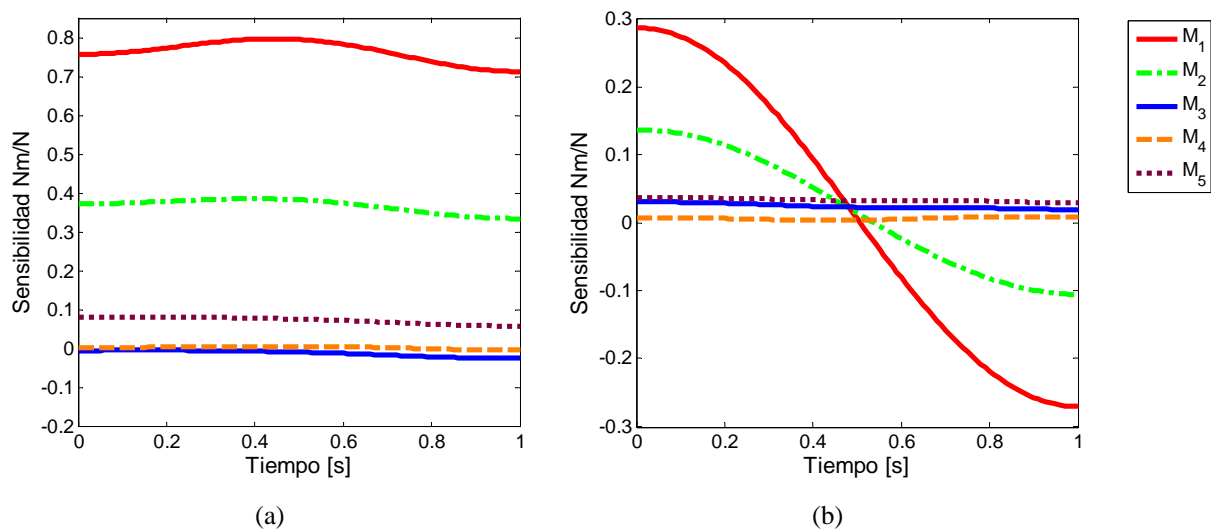


Fig. 5. Sensibilidad de los momentos articulares. (a) Sensibilidad a las perturbaciones en la fuerza tangencial. (b) Sensibilidad a las perturbaciones en la fuerza normal.

La sensibilidad máxima es próxima a los valores publicados en [15] donde se detectaban errores máximos de 0.8 Nm/N para perturbaciones en la fuerza tangencial. Estos valores revelan la importancia de los errores en los datos de entrada del ADI. Una variación de 1 N –error probable en una medición experimental–, puede producir variaciones próximas a 1 Nm en los momentos de fuerza estimados.

Errores Aleatorios

Además de los errores sistemáticos analizados en la sub-sección anterior, las mediciones pueden contener errores aleatorios. Estos errores son consecuencia de diferentes fuentes y se han modelizado mediante una distribución de probabilidad Gaussiana. El análisis estadístico se ha hecho con 1000 muestras distintas de esta población. Para comparar el efecto que las perturbaciones tienen en cada uno de los momentos articulares, se ha calculado, para cada momento M_i , la media y la desviación estándar de los 1000 valores en cada instante temporal k . Ordenando en orden creciente los valores de $\sigma_i[k]$, se observa que las desviaciones son mayores en el momento articular M_1 seguidas de las dispersiones en M_2 , M_5 , M_3 y finalmente M_4 . Esta tendencia se mantiene temporalmente a lo largo de la simulación y, como muestra de ello, la Tabla (3) contiene los valores máximos de estas desviaciones estándares para cada momento. Esta tabla también contiene el valor máximo del parámetro adimensional η definido en la Ec. (8).

Tabla 3. Desviación Estándar máxima y parámetro adimensional η .

	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5
σ_i^{\max} [Nm]	6.280	3.184	0.534	0.125	0.791
η^{\max} [%]	1.662	1.743	4.841	4.513	4.411

El valor máximo de σ_i^{\max} se encuentra en el momento M_1 (6.28 Nm) mientras que la desviación máxima esperada en el momento M_4 es pequeña, tan solo de 0.125 Nm. No debe confundirse este análisis estadístico con el análisis del error de bias. El valor de σ_i^{\max} es un indicador de la variabilidad en un instante temporal k , está relacionado con el máximo valor de dispersión. En el análisis del error de bias, el valor RMSE cuantifica un error medio a lo largo de la simulación, y no instantáneo como σ . De esta manera, el valor σ_i^{\max} indica que una perturbación Gaussiana en la fuerza de contacto, puede alterar el valor del momento M_1 en una cantidad máxima de 12.56 Nm (con un intervalo de confianza del 95%).

El parámetro η pone de manifiesto que, en términos relativos al rango del momento, las desviaciones en M_3 , M_4 y M_5 son más importantes (4.841%, 4.513% y 4.411%, respectivamente). En este caso los dos momentos de la cadera presentan resultados relativos similares y no se observa una diferencia tan clara entre la pierna de apoyo y de balanceo –como pasaba en el análisis de los errores sistemáticos–.

Finalmente, la Fig. (6) muestra los resultados para el momento articular del tobillo de la pierna de apoyo y para el momento de la rodilla de la pierna de balanceo. En azul se ha representado la media de las 1000 simulaciones, la línea continua roja indica el intervalo de confianza $\pm 2\sigma$. En verde se ha representado el valor del momento obtenido en una de las 1000 simulaciones. Como se aprecia en la imagen, la oscilación del momento es importante, y se pone de manifiesto la necesidad de un filtrado a errores de alta frecuencia.

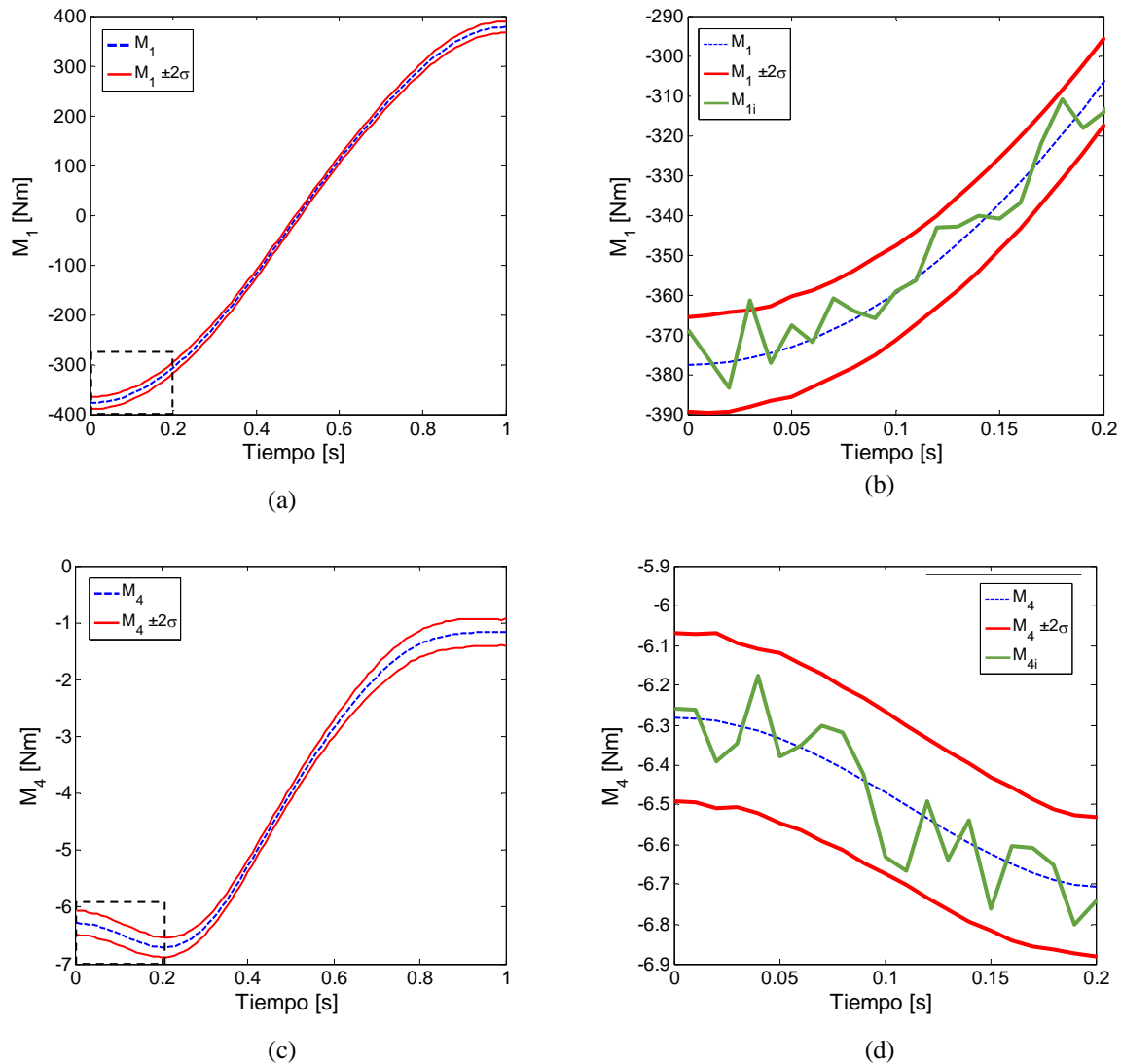


Fig. 6. Momentos articulares y el rango de variación debido a las perturbaciones Gaussianas (a) y (b) Momento articular M_1 , (c) y (d) Momento articular M_4 .

CONCLUSIONES

En este trabajo se han aplicado técnicas de dinámica multicuerpo para estudiar los efectos que los errores en las mediciones de la fuerza de contacto pie-suelo causan en los resultados de un análisis dinámico inverso de la marcha humana. Se ha estudiado el efecto de tener un error sistemático en estas mediciones –añadiendo una cantidad fija a la medición original– y el efecto provocado por errores aleatorios –simulado con una distribución Gaussiana–.

El análisis de los resultados muestra que, para el caso de los errores sistemáticos, el momento más sensible a los errores en las placas de fuerza es el momento articular en el tobillo del pie en contacto con el suelo. Los momentos más alejados de este punto son los que presentan unos errores absolutos menores –medidos a partir del valor RMSE–. Además, el estudio de sensibilidad muestra que, pequeñas variaciones en la fuerza de entrada, pueden provocar errores en los momentos articulares de hasta 0.8 Nm/N.

Por otro lado, los errores aleatorios no son despreciables y pueden conducir a errores importantes en la estimación de los momentos. Los procesos de filtrado de alta frecuencia son necesarios si se quieren utilizar las mediciones de la placa de fuerza como dato de entrada del ADI.

Teniendo en cuenta que los errores introducidos son errores realistas –incluso a veces inferiores a los resultados de error publicados en algunos estudios–, y sabiendo que los resultados del ADI son muy sensibles a pequeñas variaciones de los parámetros de entrada, la práctica de utilizar directamente las mediciones de las placas de fuerza como parámetros de entrada en el análisis no es la más adecuada. Es más apropiado utilizarlos como datos comparativos de validación del modelo en un problema de optimización.

Los resultados presentados son útiles para conocer como los errores de las mediciones de una placa de fuerza pueden alterar los momentos articulares y qué errores se pueden cometer si se utilizan dichas mediciones como datos de entrada en un ADI. En este trabajo, el movimiento de la marcha está impuesto y el modelo del cuerpo humano está restringido a moverse en el plano sagital (movimiento bidimensional). En trabajos futuros está previsto utilizar un modelo realista tridimensional y las capturas del movimiento real de la marcha.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Ministerio de Ciencia e Innovación por la financiación del proyecto de investigación DPI2009-13438-C03.

REFERENCIAS

- [1] J. Ambrósio, A. Kecskeméthy, *Multibody Dynamics of Biomechanical Models for Human Motion via Optimization*, in *Multibody Dynamics: Computational Methods and Applications*, (2007), 245-272.
- [2] B.M. Nigg, W. Herzog (Eds.), *Biomechanics of the musculo-skeletal system*, Wiley: West Sussex, England, (1999).
- [3] H. Hatze, *The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications*, *Journal of Biomechanics*, 35 (2002), 109-115.
- [4] A.D. Kuo, *A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations*, *Journal of Biomechanical Engineering*, 120 (1998), 148 -159.
- [5] A. Cappozzo, L. Tommaso, A. Pedotti, *A general computing method for the analysis of human locomotion*, *Journal of Biomechanics*, 8 (1975), 307-320.
- [6] R. Dumas, E. Nicol, L. Chèze, *Influence of the 3D Inverse Dynamic Method on the Joint Forces and Moments During Gait*, *Journal of Biomechanical Engineering*, 129, 5 (2007), 786-790.
- [7] A. Forner-Cordero, H.J.F.M. Koopman, F.C.T. Van der Helm, *Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles*, *Gait and Posture* 23, 2 (2006), 189-199.
- [8] S.T. McCaw, P. DeVita, *Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques*, *Journal of Biomechanics*, 28, 8 (1995), 985-988.
- [9] R. Pàmies-Vilà, J.M. Font-Llagunes, J. Cuadrado, F.J. Alonso, *Influence of input data errors on the inverse dynamics analysis of human locomotion*. 1st Joint International Conference on Multibody System Dynamics. Proceedings CD, Lappeenranta, Finland (2010).
- [10] R. Barlett, *Force platforms and external force measurements*. In R. Barlett (Ed), *Introduction to sports biomechanics*, 206-227, E&FN SPON, London (2007).
- [11] S. Psycharakis, S. Miller, *Estimation of errors in force platform data*. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 77, 4 (2006), 514-518.
- [12] R. Dumas, L. Cheze, J.P. Verriest, *Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameter*,. *Journal of Biomechanics* 40, 3 (2007), 543-553. *Corrigendum Journal of Biomechanics* 40, 7 (2007), 1651-1652.
- [13] J. García de Jalon, E. Bayo, *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems. The Real-Time Challenge*, Springer-Verlag, New-York (1994).
- [14] R.S. Figliola, D.E. Beasley, *Theory and Design for Mechanical Measurements*, John Wiley and Sons, tercera edición (2000).
- [15] M.P.T Silva, J.A.C Ambrósio, *Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data*, *Gait and Posture*, 19 (2004), 35-49.