

Validación de un modelo dinámico del cuello para aplicaciones en ergonomía y valoración funcional

Validation of a dynamic model of the neck for applications in ergonomics and functional assessment



William-Ricardo Venegas-Toro¹, Ana Medina-Fabara¹, Iván Zambrano-Orejuela¹, Andrés Rosales-Acosta^{2,3}, Álvaro-Felipe Page-del-Pozo⁴

¹ EPN. Escuela Politécnica Nacional. Dpto. de Ingeniería Mecánica. Av. Ladrón de Guevara E11-253 - 170525 Quito (Ecuador).

² EPN. Escuela Politécnica Nacional. Departamento de Automatización y Control Industrial. Av. Ladrón de Guevara E11-253 - 170525 Quito (Ecuador).

³ Universidad de Investigación de Tecnología Experimental Yachay – UITEY. Hacienda San José - 100115 Urcuquí (Ecuador).

⁴ Universitat Politècnica de València. Instituto Universitario de Ingeniería Mecánica y Biomecánica. Camino de Vera, s/n - 46022 Valencia (España).

DOI: <https://doi.org/10.6036/10881> | Recibido: 07/mar/2023 • Inicio Evaluación: 12/abr/2023 • Aceptado: 08/jun/2023

To cite this article: VENEGAS-TORO, William-Ricardo; MEDINA-FABARA, Ana; ZAMBRANO-OREJUELA, Iván; ROSALES-ACOSTA, Andrés; PAGE-DEL-POZO, Álvaro-Felipe. VALIDATION OF A DYNAMIC MODEL OF THE NECK FOR APPLICATIONS IN ERGONOMICS AND FUNCTIONAL ASSESSMENT. *DYNA*. vol. 98, n.4, pp. 369-374. DOI: <https://doi.org/10.6036/10881>

FINANCIACIÓN

Este trabajo ha sido financiado por la Escuela Politécnica Nacional del Ecuador (Proyecto PIS 20-04) y por el Ministerio de Ciencia e Innovación del Gobierno de España (Plan Estatal de Investigación Científica, Técnica y de Investigación 2021-2023, proyecto PID2021-125694OB-100).

ABSTRACT

- A dynamic neck model is proposed for functional assessment or ergonomic studies using data obtained from conventional biomechanical tools such as video photogrammetry and force platforms. The head and neck inertial parameters are obtained through regression equations and refined through a calibration process to improve accuracy. Head movement is recorded through video photogrammetry, where marker coordinates are used to calculate finite displacements, linear and angular velocities, and accelerations. An inverse dynamics approach is used to estimate the forces and moments at the C7 vertebral level and the generated muscle power. The model was validated through an experimental study with 30 participants, where its estimates were compared to the measurements obtained from a force platform. The comparison aimed to assess the accuracy and reliability of the model. The results show excellent agreement, with a correlation of 0.976 or higher and a standard error of less than 1% of the head weight
- **Keywords:** Biomechanics, biomechanical model, neck, ergonomics, functional assessment.

RESUMEN

Se presenta un modelo dinámico del cuello para su aplicación en valoración funcional o estudios de ergonomía, a partir de datos obtenidos mediante equipamiento biomecánico convencional: sistema de video fotogrametría y plataformas de fuerzas. El modelo utiliza parámetros inerciales de la cabeza y el cuello obtenidos mediante ecuaciones de regresión que se ajustan posteriormente en un proceso de calibración. El movimiento de la cabeza se registra mediante un sistema de video fotogrametría convencional. A partir de las coordenadas de los marcadores se calculan los desplazamientos finitos, velocidades y aceleraciones lineales y angulares. Las fuerzas externas se miden con una plataforma de fuerzas. Mediante un planteamiento de dinámica inversa se

estiman fuerzas y momentos a nivel de C7, así como la potencia desarrollada. El modelo se ha validado mediante un estudio experimental con 30 participantes, comparando las estimaciones del modelo con las medidas en una plataforma de fuerzas. Los resultados muestran una correspondencia excelente entre las estimaciones y las medidas experimentales, con una correlación superior a 0.976 y un error estándar inferior al 1% del peso de la cabeza.

Palabras clave: Biomecánica, modelo biomecánico, cuello, ergonomía, valoración funcional.

1. INTRODUCCIÓN

El análisis biomecánico del cuello tiene importantes aplicaciones en la valoración funcional y en la evaluación riesgos asociados a las posturas de trabajo. Los modelos más complejos y avanzados son los denominados modelos músculo-esqueléticos (MME), que intentan realizar estimaciones de las acciones internas a nivel de músculos, tendones y discos intervertebrales. Hay una amplia bibliografía sobre este tipo de modelos, revisados en [1], con diferentes enfoques para representar las fuerzas musculares, los mecanismos de activación muscular, o la forma de resolver la indeterminación dinámica [2] [3].

A pesar del nivel de detalle de sus estimaciones, la utilidad práctica de los MME de cuello es limitada debido a los siguientes problemas [4]: i) imposibilidad práctica de estimación "in vivo" de los parámetros anatómicos y fisiológicos necesarios para adaptar el modelo a las características individuales de cada sujeto [2]; ii) dificultades para la medición de la cinemática intervertebral sin usar métodos invasivos, lo que afecta severamente a las estimaciones del modelo [5]; iii) el problema de la indeterminación dinámica, que se debe resolver con modelos de optimización de validez dudosa, o con modelos de activación muscular que implican el uso de electromiografía [2] y, iv) imposibilidad de validación directa del modelo, al no poder comparar las estimaciones con medidas directas de las acciones internas [6]. Estas limitaciones, junto con su complejidad, determinan que los MME se utilicen fundamentalmente en aplicaciones de investigación, pero no en la práctica para la valoración funcional o en estudios ergonómicos.

De ahí el interés práctico de los modelos esqueléticos o articulares (ME), que permiten estimar fuerzas y momentos articulares utilizando un planteamiento de dinámica inversa [7]. Los ME son mucho más robustos, se pueden validar experimentalmente [8] y

no precisan detallada información sobre aspectos anatómicos o características mecánicas de estructuras internas difíciles de medir. El más usado es el modelo de dos barras, o de doble pivote [9]. Se han empleado para el análisis biomecánico de tareas laborales [10][11] en el diseño de los dummies para simulación de accidentes de tráfico [9], en estudios de la dinámica de la cabeza durante choques [12] y en el desarrollo de dispositivos robóticos para rehabilitación [13][14]. Sin embargo, los modelos de doble pivote ofrecen una representación pobre de la cinemática articular, lo que determina errores muy importantes al estimar las fuerzas y momentos [15]. Por otra parte, y salvo en el caso de aplicaciones en el estudio de impactos en vehículos, estos modelos desprecian las fuerzas de inercia [11].

Una alternativa más precisa son los ME no paramétricos, en los que la cinemática se incorpora a partir de la medida directa del movimiento de la cabeza respecto del cuello [15]. Utilizando estimaciones de los parámetros inerciales del sistema cabeza-cuello [16], es posible una correcta estimación de las acciones inerciales y de las fuerzas y momentos a nivel de C7. Aunque el nivel de información que proporciona un ME no paramétrico es menor que el de un MME, la estimación de fuerzas y momentos articulares es suficiente en muchas aplicaciones en el campo de la ergonomía, donde el nivel de riesgo se estima a partir de los momentos articulares. Por otra parte, estos modelos pueden complementar a las técnicas cinemáticas en las aplicaciones de valoración funcional, al aportar información dinámica sobre los movimientos usados en las exploraciones clínicas [4]. En la actualidad, las técnicas de valoración biomecánica del cuello se limitan a medidas cinemáticas o a pruebas de esfuerzo máximo voluntario en condiciones estáticas. Dado que las lesiones provocan movimientos más lentos y con menor capacidad de esfuerzo isométrico es previsible que la estimación de variables dinámicas asociadas a las pruebas de exploración clínicas aporte criterios adicionales para la valoración funcional de pacientes [17].

En esta línea se plantea este trabajo, en el que se presenta un ME no paramétrico de dinámica inversa que proporciona estimaciones de las fuerzas y momentos ejercidos a nivel de C7 a partir de información del movimiento de la cabeza obtenida mediante equipamiento convencional en cualquier laboratorio de biomecánica (sistema de videofotogrametría y plataforma de fuerzas). El modelo ha sido validado con medidas directas mediante plataforma de fuerzas en un experimento con una muestra de 30 sujetos.

Parámetro	Ecuación	Error
Masa cabeza(kg)	$-0.0023 \times \text{Talla} + 0.0415 \times \text{Peso} + 1.388$	0.34
Masa cuello(kg)	$0.0068 \times \text{Talla} + 0.0144 \times \text{Peso} - 0.6167$	0.22
Masa cabeza-cuello(kg)	$0.0137 \times \text{Talla} + 0.0504 \times \text{Peso} - 0.2896$	0.63
X cdm cabeza	$-0.0140 \times \text{Talla} + 0.0271 \times \text{Peso} + 1.3384$	0.64
Y cdm cabeza(cm)	$0.0088 \times \text{Talla} - 0.0397 \times \text{Peso} + 4.1077$	0.68
I_{xx} cabeza(kg cm ²)	$-0.7049 \times \text{Talla} + 3.2492 \times \text{Peso} + 71.403$	35.5
I_{yy} cabeza(kg cm ²)	$-0.6326 \times \text{Talla} + 3.1793 \times \text{Peso} + 103.84$	38.2
I_{zz} cabeza(kg cm ²)	$-0.7890 \times \text{Talla} + 2.8213 \times \text{Peso} + 106.97$	28.0
I_{xx} cuello(kg cm ²)	$-0.5530 \times \text{Talla} + 0.169 \times \text{Peso} + 131.395$	5.5
I_{yy} cuello(kg cm ²)	$-0.3022 \times \text{Talla} + 0.8275 \times \text{Peso} - 83.1602$	9.46
I_{zz} cuello(kg cm ²)	$-0.9091 \times \text{Talla} - 0.1220 \times \text{Peso} + 198.070$	4.74

Tabla 1. Ecuaciones de regresión para la estimación inicial de los parámetros inerciales. La talla se mide en cm y el peso en kg. La columna error corresponde al error estándar de la medida de las estimaciones.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. MODELO DINÁMICO. ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS INERCIALES

El modelo dinámico utilizado considera dos segmentos corporales móviles: la cabeza y el cuello. El resto del cuerpo se supone que permanece en reposo, ya que las pruebas se realizan con el sujeto sentado en una silla que fija la posición del tronco y miembros inferiores y superiores [4].

Para el cálculo de fuerzas ejercidas por el tronco sobre el sistema cabeza-cuello, a nivel de la vértebra C7, se usa la ecuación (1), correspondiente al diagrama del cuerpo libre del sistema cabeza-cuello:

$$\vec{F}_1^{iner} + \vec{F}_2^{iner} + \vec{P}_1 + \vec{P}_2 + \vec{R}_{C7} = \vec{0} \quad (1)$$

Donde \vec{F}_1^{iner} es la fuerza de inercia asociada al movimiento de la cabeza, \vec{F}_2^{iner} la asociada al movimiento del cuello y los vectores \vec{P}_1 y \vec{P}_2 son los pesos de la cabeza y del cuello, respectivamente. El vector \vec{R}_{C7} es la fuerza ejercida por el tronco sobre el sistema cabeza-cuello, a nivel de C7. En la ecuación (1) no aparecen las fuerzas ejercidas por el cuello sobre la cabeza o de la cabeza sobre el cuello por ser iguales y de sentido contrario.

Del mismo modo, se puede escribir la ecuación para los momentos respecto de un punto fijo (C7 ó bien el centro del sistema de referencia del laboratorio), tal como se muestra en la ecuación (2).

$$\vec{T}_1^{iner} + \vec{T}_2^{iner} + \vec{T}_1^g + \vec{T}_2^g + \vec{T}_{C7} = \vec{0} \quad (2)$$

Donde \vec{T}_1^{iner} y \vec{T}_2^{iner} son los momentos asociados a las acciones inerciales de la cabeza y cuello, \vec{T}_1^g y \vec{T}_2^g los momentos asociados al peso de la cabeza y del cuello y \vec{T}_{C7} el momento ejercido por el tronco sobre el sistema cabeza-cuello.

Para estimar las fuerzas y momentos asociados a las inercias se sigue el procedimiento descrito en [4] y [8], a partir de la medida del movimiento del sistema mediante un sistema de video fotogrametría, que proporciona la posición de la cabeza y el cuello. Mediante un proceso de suavizado y derivación numérica, se calculan las velocidades lineales y angulares, así como las aceleraciones, tal como se describe en [18].

Para la estimación de las acciones inerciales y gravitatorias es necesario conocer las masas, posiciones de los centros de masas y momentos de inercia del cuello y la cabeza. La validez de dichos parámetros condiciona la de las estimaciones del modelo [8]. En nuestro modelo se obtienen dichos parámetros en dos aproximaciones. En primer lugar, se parte de unas ecuaciones de regresión obtenidas usando datos publicados, a partir de la revisión realizada en [4] que proporcionan una primera estimación aproximada a partir de la talla y peso de cada sujeto. Los coeficientes de dichas ecuaciones aparecen en la Tabla 1. En dichas ecuaciones la talla se mide en cm y el peso en kg. El sistema de referencia usado es el anatómico asociado a la cabeza, donde el eje X es el anteroposterior, el Y el vertical y el Z el medio lateral.

La posición del centro de masas del cuello se calcula directamente a partir de la posición de los marcadores situados en la apófisis de C7 y el origen de coordenadas del sistema anatómico de la cabeza, O_{cab} , como:

$$\vec{r}_{cdm\ cuello} = 0.525 (\vec{r}_{Ocab} + \vec{r}_{C7}) \quad (3)$$

Estas estimaciones pueden afinarse mediante un proceso de calibración en el que se comparan las estimaciones del modelo con las medidas directamente con una plataforma de fuerzas. Para ello se sigue una simplificación del proceso de identificación de parámetros descrito en [4] en el que sólo se reajustan los valores de las masas de los segmentos y la posición del centro de masas. Los momentos de inercia se mantienen a partir de los datos de la regresión, ya que afectan poco a las estimaciones y su inclusión resta robustez al modelo [8].

2.2. VALIDACIÓN EXPERIMENTAL

Para la validación experimental del modelo se han realizado pruebas de movimiento de flexo extensión en un movimiento cíclico continuo. Se han obtenido estimaciones a partir del modelo y se han comparado con las medidas obtenidas mediante una plataforma de fuerzas.

2.2.1. Muestra

En los experimentos han participado 30 personas (14 mujeres, 16 hombres), con una edad media de 35.6 años (desviación típica: 8.9 años). Todos los sujetos eran sanos, sin molestias ni dolor de cuello. Los participantes firmaron un consentimiento informado de acuerdo con los protocolos aprobados por el Comité de Ética de la Universitat Politècnica de València (Referencia P2_27_09_2017).

2.2.2. Montaje experimental

En cada sesión de medida cada sujeto se sentaba sobre una silla con un respaldo regulable en altura para fijar la posición del tronco, brazos y piernas mediante cinchas en los hombros, pecho, pelvis, rodillas y tobillos. De esta manera, el único movimiento posible es el del cuello y cabeza, lo que asegura que las acciones del tronco sobre la silla y suelo, sobre la plataforma de fuerzas sean constantes (Figura 1).

El movimiento de la cabeza se registró mediante 8 marcadores técnicos, situados en una diadema fija a la cabeza del sujeto. Además, en la posición de referencia se colocaron unas gafas regulables con cinco marcadores adicionales que permitían definir un

sistema de referencia anatómico, que es en el que se expresaron los parámetros inerciales. Los marcadores anatómicos corresponden a los tragos de las orejas, hueso nasal y huesos infra orbitales derecho e izquierdo. Este sistema se retira durante las pruebas para no entorpecer el movimiento. Finalmente, se colocaron otros dos marcadores de control en C7 y en el esternón. El primero para definir el punto de referencia para la toma de momentos, mientras que el segundo para monitorizar que el tronco estaba bien fijado y no se desplazaba durante las pruebas.

Las posiciones de los marcadores se registraron en tiempo real mediante un sistema de video fotogrametría Kinescan/IBV, con 10 cámaras, a 200 fps. El sistema se calibró en cada sesión de medida, permitiendo obtener una precisión muy buena, con un error en la medida de ángulos de 0.08° y uno inferior a 0.15 mm en los desplazamientos [19]. A partir de las posiciones se calcularon las velocidades y aceleraciones (lineales y angulares) usando los algoritmos de cálculo descritos en [18].

Las fuerzas se midieron con una plataforma de fuerzas modelo Dinascan/IBV [4]. Puesto que las dimensiones de una plataforma estándar no permiten colocar con holgura una silla ni apoyar cómodamente los pies, se colocó sobre la plataforma una pequeña tarima de madera con la base igual al tamaño de la plataforma de fuerzas, pero con su parte superior ampliada, tal como se muestra en la Figura 1. La plataforma registraba la resultante de las fuerzas ejercida sobre el suelo, así como el momento resultante, en su propio sistema de referencia. Al principio de cada prueba, se realizaba un tarado con la tarima de madera y la silla, de manera que las acciones registradas corresponden a las ejercidas por el cuerpo del sujeto (pesos y fuerzas de inercia de la cabeza y cuello). Las medidas se realizaron de forma sincronizada con los fotogramas del sistema de video fotogrametría a una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Antes de las pruebas, se calibró la plataforma para establecer su precisión. Los errores en la medida de fuerzas verticales fueron de 0.05 N en la medida de fuerzas verticales y de 0.15 N en las horizontales.

2.2.3. Protocolo de medida

Previa a la prueba se explicaba a los sujetos el objetivo y desarrollo del experimento, firmando un consentimiento informado. Una vez sentado e instrumentado, el sujeto debía realizar varios ciclos de movimiento de flexo-extensión seguidos (siete ciclos), alcanzado la máxima extensión y flexión posibles, a la velocidad deseada.

Tras unas pruebas preliminares para familiarizarse con el movimiento, se procedía a la medida. Ésta comenzaba con la toma de una posición de referencia, correspondiente a la postura neutra de la cabeza, mirando al frente. En esta posición se colocan las gafas de referencia anatómicas, se grababa la posición y las fuerzas durante unos segundos y luego se retiraban las gafas, procediéndose a la medida de la cinemática y dinámica del movimiento.

En una primera prueba se ejecutaban distintos movimientos en los tres planos, con la finalidad de disponer de datos independientes para ajustar los valores de la masa de la cabeza y cuello y posición de los centros de masas. Posteriormente se procedía a los movimientos cíclicos para analizar la dinámica del movimiento.

2.2.4. Medida directa de las acciones en C7

Para cada sujeto, se obtuvieron dos medidas de las acciones a nivel de C7.

Por una parte, las calculadas mediante el modelo, usando los parámetros inerciales reajustados en las pruebas estáticas y la cinemática del movimiento medida por el sistema de video foto-

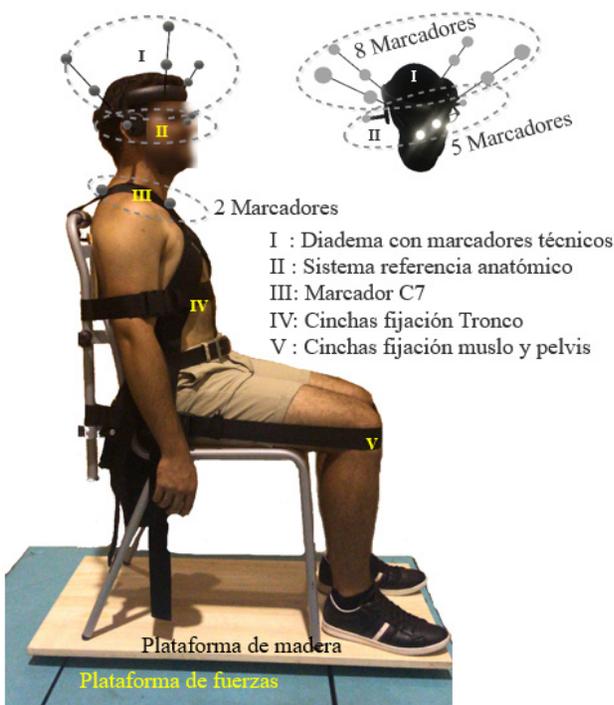


Figura 1. Montaje experimental para registrar el movimiento de la cabeza y las fuerzas sobre el suelo.

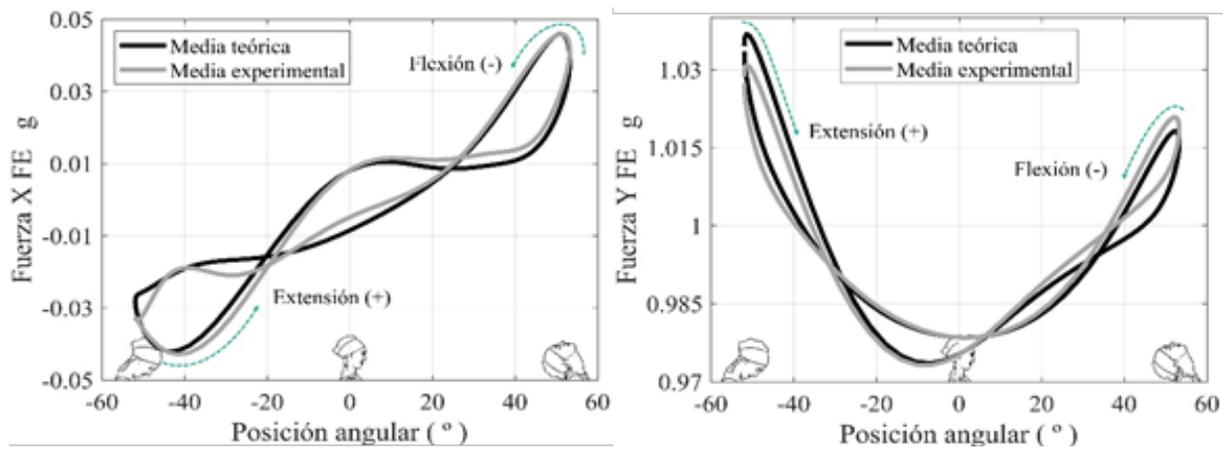


Figura 2. Comparación entre las fuerzas medidas (negro) y calculadas mediante el modelo (gris). Fuerzas normalizadas por la masa de la cabeza. Derecha: componente horizontal (X); izquierda: componente vertical (Y). En el eje de abscisas se representa el ángulo de flexo-extensión.

grametría. Estos valores de fuerzas y momentos son los valores estimados por el modelo.

Por otra parte, usando exclusivamente las fuerzas y momentos medidos por la plataforma de fuerzas, así como el peso del resto del cuerpo, se pueden obtener también las acciones que el cuello-cabeza ejerce sobre el tronco a nivel de C7, usando ecuaciones similares a la (1) y (2):

$$\vec{P}_3 + \vec{F}_p - \vec{R}_{C7} = \vec{0} \quad (4)$$

$$\vec{T}_3^g + \vec{T}_p - \vec{T}_{C7} = \vec{0} \quad (5)$$

donde \vec{P}_3 es el peso del resto del cuerpo, \vec{T}_3^g es el momento asociado a dicho peso, calculado a nivel de C7. Tanto el peso como su momento se obtienen en la medida de la posición de referencia, usando también los parámetros inerciales ajustados para la cabeza-cuello. Obsérvese que en las ecuaciones (4) y (5) no aparecen acciones inerciales del cuerpo, ya que permanece fijo. Finalmente, \vec{F}_p es la fuerza que la plataforma ejerce sobre el sujeto (a través de la silla y los pies) y \vec{T}_p el momento de reacción del suelo-silla sobre el sujeto (se calcula también en C7).

Las ecuaciones (4) y (5) proporcionan una medida directa de las acciones que el tronco ejerce sobre el cuello-cabeza, \vec{R}_{C7} para la fuerza, y \vec{T}_{C7} para el momento. Comparando estas medidas directas con las estimaciones del modelo, \vec{R}_{C7} y \vec{T}_{C7} obtenidas de las ecuaciones (1) y (2), se puede cuantificar la validez del modelo, tal como se explica en el apartado siguiente.

2.2.5. Análisis estadístico

Para cuantificar la validez del modelo se han comparado las acciones estimadas y medidas, obteniéndose un coeficiente de correlación múltiple funcional (CCM) entre las dos medidas y calculándose el error estándar de la medida (EEM). El CCM es una medida relativa de la concordancia entre las curvas que representan una función del tiempo, siendo mejor cuanto más se acerque a 1. En el ámbito de las pruebas biomecánicas, valores de CCM superiores a 0.95 se consideran excelentes y muy buenos si están entre 0.85 y 0.95 [20]. El EEM es una medida absoluta del error esperable, en una medida instantánea, al hacer estimaciones con el modelo [4] [21]. Para ilustrar su orden de magnitud se expresará como un porcentaje del peso de la cabeza de cada participante.

Estos cálculos se han realizado para cada uno de los 30 registros, de manera que se obtiene un CCM y un error estándar para cada sujeto. La validez viene determinada por los valores centrales y la dispersión de dichos coeficientes. Puesto que las distribucio-

nes no son normales, se ha usado la mediana y el rango intercuartílico como medidas centrales y de dispersión [4].

3. RESULTADOS

En la figura 2 se muestran los resultados correspondientes a las medias de las fuerzas ejercidas por el tronco sobre el sistema cuello-cabeza, separando la componente horizontal de la fuerza (eje X en la posición de referencia) de la vertical (eje Y). En ambos casos están expresadas en función del ángulo del flexo-extensión, ya que esta representación da una idea más clara de la variación de las fuerzas en función de la posición que las gráficas fuerza-tiempo. En negro se representan las fuerzas estimadas por el modelo y en gris las medidas. Las fuerzas están normalizadas por la masa de la cabeza-cuello, de manera que las unidades son g (aceleración de la gravedad).

Como puede observarse, la componente horizontal se parece al diagrama fuerza-posición de un péndulo (aparentemente cambiada de signo: según los criterios de signos usados en Biomecánica, la flexión es un ángulo negativo y la extensión positivo), lo que es lógico tratándose de una fuerza inercial en un movimiento cíclico. Sin embargo, la relación no es lineal, debido a zonas con una fuerza casi constante en los centros de los semiciclos de extensión y flexión. Las fuerzas son diferentes en el movimiento de extensión y en el de flexión. Es un patrón de fuerzas asociado a la aceleración tangencial del centro de masas de la cabeza.

En cuanto a la componente vertical, tiene una fuerte componente gravitatoria, con un valor igual al peso de la cabeza, que se hace mayor en los extremos de las carreras y menor en el centro. Esta variabilidad puede explicarse como el efecto conjunto del peso y de la aceleración normal del movimiento del centro de masas de la cabeza.

En ambos casos la concordancia entre los valores estimados y medidos es muy buena, con ligeras diferencias en los extremos de las carreras.

En la figura 3 se muestra la curva de comparación correspondiente al momento flector, normalizado también por el peso de la cabeza (unidades m g). En este caso, las diferencias entre el movimiento de ida y vuelta son bastante más reducidas que en las fuerzas, y la relación momento-ángulo más lineal, excepto al final de la extensión. La concordancia entre las medidas y las estimaciones del modelo también son bastante buenas.

En la Tabla 2 se muestran los valores del CCM y del EEM (medianas y rangos intercuartílicos). Como puede observarse, el indicador relativo de concordancia es muy elevado y con muy poca dispersión entre sujetos. En todas las variables, medidas, la con-

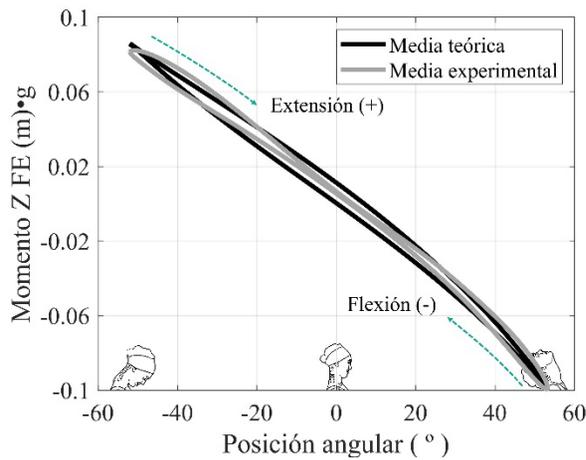


Figura 3. Comparación entre el momento de extensión sobre el cuello, a nivel de C7, medido (gris) y estimado mediante el modelo (negro). Momento normalizado por la masa de la cabeza.

Variable	CCM (IQR)	EEM (IQR)
Fuerza X (% peso cabeza)	0.983 (0.027)	0.5 (0.2)
Fuerza Y (% peso cabeza)	0.976 (0.036)	0.4 (0.2)
Momento Z (% peso cabeza x m)	0.996 (0.005)	0.7 (0.3)

IQR : Rango intercuartílico; \overline{CCM} : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; \overline{EEM} : Mediana del error estándar de la medida

Tabla 2. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de concordancia entre el modelo teórico y en las medidas experimentales de la fuerza y momento sobre el cuello

cordancia entre las estimaciones del modelo y las medidas directas es excelente (mediana superior a 0.97). En cuanto al error estándar de la medida es inferior al 0.5% del peso de la cabeza, es decir, para una cabeza estándar de unos 5 kg de masa, sería un error del orden de 0.25 N. La concordancia es todavía mejor en el caso de la estimación de momentos, donde el CCM mediano es 0.996.

4. CONCLUSIONES

La estimación fuerzas y momentos en el cuello puede ser útil para describir el estado funcional de un paciente o evaluar riesgos de lesión postural en estudios ergonómicos. Sin embargo, las aplicaciones de los modelos dinámicos de cuello en la práctica clínica o en los estudios ergonómicos son escasas por las limitaciones de los modelos disponibles. Así, los complejos modelos musculo esqueléticos son costosos y difíciles de aplicar en una consulta médica o en una evaluación ergonómica, precisan de información difícil de personalizar y no pueden ser validados experimentalmente. Esta última limitación es determinante en las aplicaciones médicas, donde no resulta aceptable tomar decisiones clínicas basadas en predicciones proporcionadas por un modelo de validez desconocida. Por otra parte, los ME simples de barras no ofrecen una buena representación del movimiento, por lo que su utilidad está relegada a situaciones casi-estáticas.

Por ello proponemos el uso de modelos esqueléticos no paramétricos que, utilizando el movimiento real de la cabeza y parámetros inerciales ajustados, permiten estimar acciones globales a nivel articular. Estos modelos son simples, sólo precisan de instrumentación estándar disponible en cualquier laboratorio de biomecánica (videofotogrametría y plataforma de fuerzas) y pueden ser validados, de manera que se conoce la incertidumbre asociada a sus predicciones.

En este trabajo se presenta un modelo esquelético que utiliza la cinemática del movimiento de la cabeza medida directamente con un sistema de videofotogrametría y unos parámetros inerciales estimados en un proceso de dos pasos. Se obtiene una primera aproximación a partir de unas ecuaciones de regresión, obtenidas a partir de la recopilación de datos publicados [4]. Estos valores iniciales pueden ser adaptados de manera más precisa con un proceso de optimización a partir de medidas de calibración con la plataforma de fuerzas, ajustando las masas y posiciones de los centros de masas.

El modelo utiliza algoritmos de análisis cinemático y cálculo de velocidades y aceleraciones preciso y validado en trabajos anteriores [15][19][21], punto crítico para una buena estimación de las acciones inerciales.

El modelo ha sido validado con una muestra de 30 sujetos sanos. Se ha diseñado un experimento en el que es posible medir mediante una plataforma de fuerzas la fuerza y momento a nivel de C7, comparando las estimaciones del modelo con medidas directas.

El montaje experimental es similar al propuesto en [8], pero en dicho trabajo se usaba una silla instrumentada específica, mientras que aquí se ha usado equipamiento estándar (videofotogrametría y plataforma de fuerzas), con ligeras adaptaciones de bajo coste.

La concordancia entre las estimaciones y las medidas directas son excelentes, con valores de CCM del orden de 0.98 para las fuerzas, y superiores a 0.995 para el momento. Los errores en la estimación de fuerzas son del orden del 0.5% del peso de la cabeza. Estos resultados son mejores que los publicados por [8] donde se obtuvieron valores de CCM de alrededor de 0.900. Probablemente, la diferencia radique en que en nuestro trabajo se ha usado una técnica cinemática más precisa. Por otra parte, aquí se ha usado un movimiento cíclico, lo que sin duda contribuye a obtener medidas más robustas que las correspondientes a valores instantáneos individuales [21]. En definitiva, se comprueba que con adecuados modelos de análisis cinemático y ajustando los parámetros inerciales, se pueden obtener muy buenas estimaciones de las fuerzas y momentos a nivel articular.

Una vez validado, el modelo se está usando en pruebas de valoración funcional de pacientes con dolor inespecífico de cuello, de manera que además de las variables cinemáticas asociadas a los rangos de movimiento y velocidad, habituales en la práctica clínica, se podrá disponer de información dinámica, lo que ofrece una imagen más detallada sobre las alteraciones biomecánicas asociadas a las patologías de cuello. Para ello se está configurando una base de patrones dinámicos de normalidad asociados a las pruebas clínicas habituales en la valoración clínica, con una muestra representativa de sujetos sanos. Esta muestra servirá de referencia para analizar las diferencias con otra muestra de sujetos patológicos. Comparando dichas respuestas mediante técnicas de clasificación, se podrán establecer criterios objetivos y cuantitativos para evaluar el estado funcional basados en variables dinámicas, de la misma forma que se ha venido haciendo hasta ahora con las pruebas cinemáticas [22]. Es importante señalar que la incorporación de este tipo de variables a la valoración funcional no exige disponer de ningún equipamiento diferente del estándar de cualquier laboratorio de valoración biomecánica

También es posible utilizarlo para analizar la carga física en el cuello para la evaluación de riesgos posturales en estudios ergonómicos. En este caso, los movimientos son lentos, por lo sería posible usar un equipamiento más simple, como el videoanálisis, y utilizar estimaciones de las masas y los centros de gravedad, lo

que permitirá medir variables de interés como las posiciones angulares y los momentos articulares, que son los que afectan a los niveles de esfuerzo muscular estático asociados a las lesiones [10].

Finalmente hay que destacar otras aplicaciones de carácter más industrial, como contribuir al desarrollo de modelos humanos para CAD más realistas, con incorporación de movimientos reales y parámetros inerciales personalizables. En sentido, se podrían realizar tablas antropométricas con características cinemáticas e inerciales de la cabeza, a partir de las calibraciones obtenidas mediante el proceso de dos pasos propuesto en este trabajo. Ésta es una alternativa más simple y generalizable que los estudios basados en medidas sobre cadáveres o mediante escalados geométricos [23].

REFERENCIAS

- [1] Alizadeh M, Knapik GG, Mageswaran P, et al. "Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: a systematic literature review". *Clinical Biomechanics*. January 2020. vol. 71. p. 115-124. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.027>
- [2] Mortensen J, Trkov M, Merryweather A. "Exploring novel objective functions for simulating muscle coactivation in the neck". *Journal of biomechanics*. April 2018. vol. 7. p. 127-134. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.030>
- [3] Cazzola D, Holsgrove TP, Preatoni E, et al. "Cervical spine injuries: a whole-body musculoskeletal model for the analysis of spinal loading". *PloS one*. January 2017. vol. 12-1. p. e0169329. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169329>
- [4] Venegas WR. "Modelado biomecánico del cuello basado en la imagen cinemática de la función articular para su aplicación en tecnologías para la salud y el bienestar del ser humano". Tesis doctoral. Universitat Politècnica de València. Septiembre 2021. <https://doi.org/10.4995/Thesis/10251/174522>
- [5] Nevins DD, Zheng L, Vasavada AN. "Inter-individual variation in vertebral kinematics affects predictions of neck musculo-skeletal models". *Journal of Biomechanics*. October 2014. vol. 47-13, p. 3288-3294. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.08.017>
- [6] Hatze H. "The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications". *Journal of Biomechanics*. January 2022. vol. 35-1, p. 109-115. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00158-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00158-0)
- [7] Alamdari A, Krovi VN. "A review of computational musculoskeletal analysis of human lower extremities". In *Human Modelling for Bio-Inspired Robotics*. 2017 Chapter 2. p. 37-73. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803137-7.00003-3>
- [8] Díaz-Rodríguez M, Valera A, Page A, et al. "Dynamic parameter identification of subject-specific body segment parameters using robotics formalism: Case study head complex". *Journal of Biomechanical Engineering*. May 2016. vol. 138-5, p. 051009. <https://doi.org/10.1115/1.4032997>
- [9] Willinger R, Bourdet N, Fischer N, et al. "Modal analysis of the human neck in vivo as a criterion for crash test dummy evaluation." *Journal of Sound and Vibration*. October 2005. vol. 287-3. p. 405-431. <https://doi.org/10.1016/j.jsv.2004.11.008>
- [10] Szeto, GPY., Straker L, Raine S. "A field comparison of neck and shoulder postures in symptomatic and asymptomatic office workers". *Applied Ergonomics*. January 2002. vol. 33-1. p. 75-84. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(01\)00043-6](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(01)00043-6)
- [11] Straker L, Burgess-Limerick R, Pollock C, et al. "The impact of computer display height and desk design on 3D posture during information technology work by young adults". *Journal of electromyography and kinesiology*. April 2008. vol. 18-2, p. 336-349. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.10.007>
- [12] Colicchia G, Zollman D, Wiesner H, et al. "Kinematics of a head-neck model simulating whiplash". *The Physics Teacher*, January 2008. vol. 46-2. p. 88-91. <https://doi.org/10.1119/1.2834528>
- [13] Kristyanto B., Nugraha BB, Pamosoaji AK, et al. "Head and neck movement: simulation and kinematics analysis". *Procedia Manufacturing*. 2015. vol. 4. p. 359-372. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.11.052>
- [14] Hidayatullah JF, Pramadihanto D, Dewanto, RS, et al. "Kinematic analysis of 7 DoF head humanoid FloW: V-REP simulation". In *2016 International Electronics Symposium (IES 2016)*. September 2016. p. 13-18. <https://doi.org/10.1109/ELECSYM.2016.7860968>
- [15] Page A, De Rosario H., Gálvez JA, et al. "Representation of planar motion of complex joints by means of rolling pairs. Application to neck motion". *Journal of Biomechanics*. February 2011. vol. 44-4, p. 747-750. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.019>
- [16] De Leva, P. "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters". *Journal of biomechanics*, September 1996. vol. 29-9. p. 1223-1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
- [17] Miranda, IF, Neto, ESW, Dhein, W, et al. "Individuals with chronic neck pain have lower neck strength than healthy controls: a systematic review with meta-analysis". *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. October 2019, vol. 42-8. p. 608-622. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.12.008>
- [18] Page A, De Rosario H, Mata V, et al. "Experimental analysis of rigid body motion. A vector method to determine finite and infinitesimal displacements from point coordinates." *Journal of Mechanical Design*, February 2005. vol. 131-3, p. 031005. <https://doi.org/10.1115/1.3066468>
- [19] Page A, De Rosario H, Mata V, et al. "Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry". *Medical and Biological Engineering and Computing*. November 2006. vol. 44-12, p. 1113-1119. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0124-3>
- [20] Garofalo P, Cutti AG, Filipi MV, et al. "Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings". *Medical and Biological Engineering and Computing* 47:475-486
- [21] Venegas W, Inglés M, Page A, et al. "Paths of the cervical instantaneous axis of rotation during active movements—patterns and reliability". *Medical and Biological Engineering and Computing*. March 2020. vol. 58-5. p. 1147-1157. <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02153-5>
- [22] Devecchi, V, Alalawi, A, Liew, B, et al. "A network analysis reveals the interaction between fear and physical features in people with neck pain". *Scientific Reports*. July 2022. vol. 12-1, p. 11304. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-14696-8>
- [23] Roos, PE., Vasavada, A, Zheng, L, et al. "Neck musculoskeletal model generation through anthropometric scaling". *Plos one*, January 2020. vol. 15-1, p. e0219954. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219954>

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por la Escuela Politécnica Nacional del Ecuador (Proyecto PIS 20-04) y por el Ministerio de Ciencia e Innovación del Gobierno de España (Plan Estatal de Investigación Científica, Técnica y de Investigación 2021-2023, proyecto PID2021-125694OB-I00).