Revista de Ciencias Tecnológicas (RECIT). Universidad Autónoma de Baja California ISSN 2594-1925
Volumen 9 (4): e499. Octubre-Diciembre, 2026. https://doi.org/10.37636/recit.v9n4e499

Artículo de investigación

Análisis del temblor esencial con Kinovea y MSC Adams View para su caracterización y simulación

Essential tremor analysis with Kinovea and MSC Adams View for characterization and simulation

Luis Alfonso Manzanares Quirós, Andrés Blanco-Ortega, Rafael Campos Amezcua, Enrique Alcudia-Zacarías, Arturo Abúndez Pliego, Arturo Javier Martínez Mata

1TecNM | Tecnológico Nacional de México campus CENIDET, Dirección Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira, C.P. 62490, Cuernavaca, Morelos, México

Autor de correspondencia: Luis Alfonso Manzanares Quirós, TecNM | Tecnológico Nacional de México campus CENIDET, Dirección Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira, C.P. 62490, Cuernavaca, Morelos, México. Correo electrónico: m24ce087@cenidet.tecnm.mx. ORCID: 0009-0001-1549-9591.

Recibido: 15 de junio del 2026 **Aceptado:** 15 de octubre del 2026 **Publicado:** 6 de noviembre del 2026

Resumen. - El temblor de mano es el movimiento involuntario más común provocado por enfermedades neurodegenerativas asociadas a la edad y trastornos de movimiento, como la enfermedad de párkinson y el temblor esencial, reconocido por ser el trastorno de movimiento más común entre la población de edad avanzada, afectado un 0.9% de la población mundial, la principal característica del temblor esencial, es el temblor cinético, el cual aparece en la realización de movimientos voluntarios en actividades cotidianas, como lo son, la escritura, comer y beber. En este trabajo se presenta el análisis del temblor de mano capturado en video usando el software Kinovea, posteriormente se utilizó dicho análisis para desarrollar un entorno virtual de simulación en el software MSC Adams View, con el propósito de integrar estos programas en el desarrollo de prototipos y técnicas de control para la supresión del temblor de mano, en este artículo se simuló la influencia del temblor en la muñeca en reposo y durante una acción voluntaria, también se simuló la acción de un exoesqueleto implementado un control PD para suprimir el temblor, obteniendo un 99.63% de supresión de movimientos con frecuencias dentro del rango característico del temblor (4 a 12Hz).

Palabras clave: Temblor esencial; Enfermedad de Párkinson; Análisis del temblor; Captura de movimiento; Software Kinovea.

Abstract. - Hand tremor is the most common involuntary movement, caused by neurodegenerative age-related diseases and movement disorders, as Parkinson's disease and essential tremor, recognized as the most common movement disorder among the elderly, affecting 0.9% of world's population, the main essential tremor's characteristic, is the kinetic tremor, which appears in the realization of voluntary movements in daily activities, such as, writing, eating and drinking. In this paper we present the analysis of hand tremor captured in video using Kinovea software, this analysis is used then to develop a virtual environment of simulation in MSC Adams View software, aiming to integrate these programs in the development of prototypes and control techniques for hand tremor suppression, in this paper it was simulated the influence of tremor in wrist in rest and during a voluntary action, also it was simulated the action of an exoskeleton by implementing a PD control to suppress the tremor, obtaining a 99.63% of suppression in movements with frequencies in tremor characteristic range (4 to 12Hz).

Keywords: Essential tremor; Parkinson’s disease; Tremor analysis; Motion tracking; Kinovea software.

ISSN: 2594-1925

1. Introducción

El temblor de manos es un movimiento involuntario provocado comúnmente por trastornos del movimiento y enfermedades neurodegenerativas asociadas a la edad, como el temblor esencial (TE) y la enfermedad de Parkinson (EP). Él TE es un trastorno neurológico caracterizado por provocar temblor en las manos, aunque también puede afectar la voz y otras partes del cuerpo [1]. Se considera como el trastorno de movimiento más común debido a que afecta al 0.9% de la población mundial siendo principalmente el 0.9% de la población mundial; no obstante, este personaje podría ser mayor ya que no todas las personas afectadas buscan atención medica [2].

La característica más relevante del TE es que el temblor se presenta durante el desarrollo de actividades cotidianas como beber, comer o escribir, lo que afecta significativamente el ámbito laboral y las interacciones sociales. En este sentido el Estudio Clínico Patológico del Deterioro Cognitivo en el Temblor Esencial" (COGNET) menciona que los pacientes y sus cercanos sufren estrés psicológico al desarrollar sentimientos de aislamiento social y depresión [3-5].

En la actualidad existen tratamientos farmacéuticos enfocados a aminorar los síntomas del temblor esencial, siendo el propanolol y la primidona los medicamentos más comunes [6-8]; no obstante, muchos pacientes presentan efectos secundarios o no presentan una disminución significativa en sus movimientos involuntarios. Por lo que se ha reportado hasta un 56% de abandono de los medicamentos por parte de los pacientes [9-10].

Para casos de temblor severo, se desarrolló la estimulación cerebral profunda la cual se presenta como una alternativa quirúrgica con alta efectividad [11-12]; sin embargo, al tratarse de una intervención altamente invasiva con riesgo de múltiples complicaciones como hemorragias intracraneales, su aplicación se reserva para casos severos, dando como resultado una tasa de pacientes elegibles extremadamente baja (1.6-4.5% en pacientes con EP) [10].

Debido a la falta de tratamientos efectivos, no invasivos y sin efectos secundarios, el desarrollo de dispositivos médicos enfocados a asistir a los pacientes en sus actividades cotidianas se ha convertido en un área de investigación de alto interés. Sin embargo, una de las principales complicaciones en el diseño de estas tecnologías es enfocar la acción del dispositivo únicamente en el temblor; esto se debe a que las fuerzas mecánicas introducidas en la extremidad pueden intervenir en la ejecución de los movimientos voluntarios necesarios para el desarrollo de actividades cotidianas. Como alternativa, las tecnologías portátiles (que incluyen dispositivos de estimulación eléctrica y exoesqueletos robóticos) se han considerado como métodos prometedores para suprimir los movimientos involuntarios [13].

Se han realizado varias investigaciones para analizar el temblor en manos, desarrollo de exoesqueletos rígidos y blandos, dispositivos robóticos pasivos y activos para suprimir el temblor. En estos dispositivos se ha reportado que se logra una reducción de entre el 50% y el 85 % en la amplitud del temblor [13]. En la Fig. 1 se muestra la configuración de los exoesqueletos rígido y blando. Los exoesqueletos robóticos incluyen dispositivos robóticos compuestos por estructuras rígidas, mientras que los exoesqueletos blandos se componen de elementos flexibles como cables o correas. Ambos tipos de dispositivos basan su acción en la aplicación de fuerza y la carga biomecánica

ISSN: 2594-1925

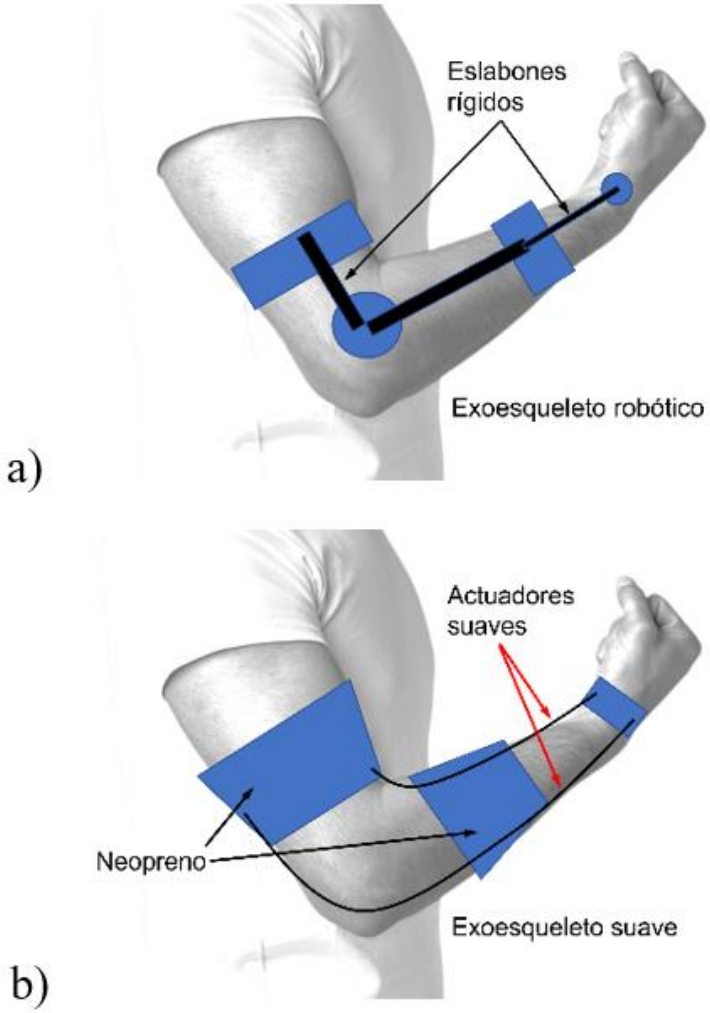


Figura 1. Exoesqueletos a) rígidos y b) blandos.

Se han reportado varios desarrollos de exoesqueletos, órtesis, dispositivos pasivos y activos con diseños que buscan cada vez reducir el peso y mejorar la eficacia de la supresión del temblor. De los primeros diseños de exoesqueletos activos para suprimir el temblor se tiene el exoesqueleto conocido como WOTAS [14], el cual fue evaluado con pacientes en situaciones reales y se obtuvieron reducciones de aproximadamente el 80 % en la potencia del temblor en pacientes que sufrían temblor severo. Asimismo, Mo y Priefer [2] presentan una revisión de varios dispositivos no invasivos para suprimir el temblor enfocándose al análisis de los mecanismos de acción, perfiles de seguridad y su eficacia para atenuar la amplitud del temblor. Una revisión más actualizada de dispositivos para atenuar el temblor en manos se presenta en [15].

Para el diseño y control de un dispositivo para atenuar el temblor en manos, la problemática empieza desde identificar el movimiento involuntario que presentan los pacientes, determinar sus características cinemáticas y estimar el torque que produce ese movimiento. Para analizar y evaluar la severidad del temblor involuntario se han propuesto varios métodos o técnicas que se basan en sensores como unidades de medición inercial (IMU) [16], electromiografía - EMG [17-18], cámaras [19], captura de movimiento

ISSN: 2594-1925

[20] o combinación de IMU y EMG [21]. El análisis cinemático y dinámico ha demostrado ser una herramienta útil para determinar parámetros biomecánicos y para la evaluación de patrones de movimiento durante tareas funcionales en el estudio de las alteraciones motrices [22-27].

Para proporcionar datos más objetivos que las escalas observacionales, se han desarrollado nuevos métodos de análisis de movimiento de bajo costo [25]. Estos se basan en el uso de grabaciones capturadas por cámaras de vídeo o dispositivos inteligentes móviles para su posterior análisis mediante un software. Las aplicaciones más utilizadas son Ubersense ®, PostureScreen ® o KCapture ® para dispositivos inteligentes móviles y Kinovea ®, The Captury ® o SimiMotion ® para aplicaciones de PC [28].

Kinovea es una aplicación de software libre para el análisis, comparación y evaluación del deporte y el entrenamiento, especialmente indicada para profesores y entrenadores de educación física. Su principal ventaja es la facilidad de uso y el análisis sin utilizar sensores físicos al ser un software de análisis de movimiento 2D que puede utilizarse para obtener parámetros cinemáticos [29]. Este software permite analizar vídeos sin la necesidad de que se tengan marcadores, aunque su fiabilidad puede mejorar con el uso de marcadores pasivos. Diversos autores han reportado el uso de Kinovea para analizar la cinemática pélvica, entrenamiento biomecánico de atletas principiantes, salto vertical en deportistas, rehabilitación y fisioterapia [26, 28-31].

En este artículo se analizó el temblor de un paciente capturado en video mediante el software Kinovea caracterizando su movimiento en términos de posición, velocidad, aceleración, torque y frecuencia con el objetivo de desarrollar un entorno virtual para simulaciones en el software MSC Adams View.

Dentro de dicho entorno se replicó la influencia del movimiento involuntario en la muñeca en reposo y durante el desarrollo de una acción voluntaria, posteriormente se diseñó una estrategia de control simulando la acción de un exoesqueleto para suprimir el temblor, obteniendo un 99.63% de reducción de movimientos con frecuencia dentro del rango de 4 a 12 Hz demostrando la utilidad del uso de estos programas en el diseño y desarrollo de estrategias para asistir a pacientes con temblor en manos.

2. Metodología

2.1 Análisis de temblor esencial con Kinovea

Para iniciar esta investigación de la atenuación del temblor en manos, se tomó un video con una duración de 30 segundos de un paciente de 62 años (72 kg y 1.58 m de altura) que presenta movimientos involuntarios en las manos durante una posición de reposo, como se muestra en la Figura 2.

ISSN: 2594-1925

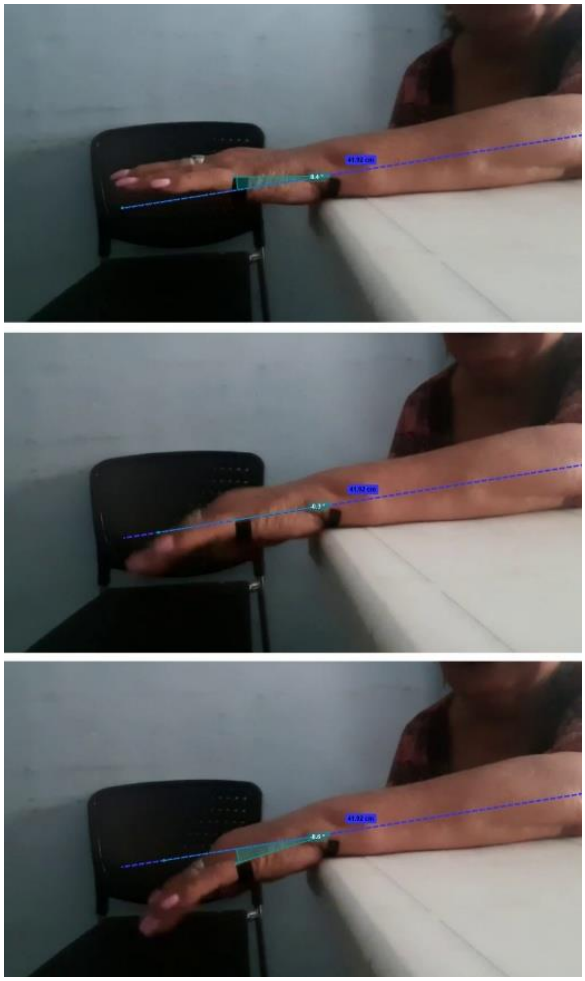


Figura 2. Medición de inclinación angular de la mano en Kinovea.

En la Figura 2 se muestra las mediciones realizadas en el software Kinovea para analizar el movimiento del paciente; el procesamiento del video se realizó en tres fragmentos con una duración de 10 segundos cada uno. El ángulo del movimiento se midió tomando como referencia una línea que cruza desde la articulación del codo, pasando por la muñeca alineando el eje con los dedos. Para determinar la cinemática, se especificaron las características de la cámara como velocidad de captura (30 cuadros por segundo) y la resolución del video (zona de trabajo) y se determinaron los tiempos de inicio y fin de cada segmento. Posteriormente, se colocaron marcadores en los puntos de interés de la mano para registrar las variaciones angulares.

Se inicia el análisis para determinar posiciones, velocidades y aceleraciones del movimiento involuntario. Se debe verificar que en cada fotograma se mantengan los puntos de interés (marcas) en la misma posición. Una vez obtenidos los datos en Kinovea, se exportaron a Matlab para graficar la cinemática angular de la mano como se muestra en la Figura 3. En esta grafica se observa que el temblor involuntario incrementa progresivamente en el intervalo de tiempo de 0 a 10 segundos. Asimismo, se detectó un desplazamiento descendente respecto al eje de referencia. La frecuencia del movimiento calculada a partir de la cinemática obtenida fue de aproximadamente 5.45 Hz, un valor que se ubica dentro del rango característico del temblor (4 a 12 Hz) [8-9].

ISSN: 2594-1925

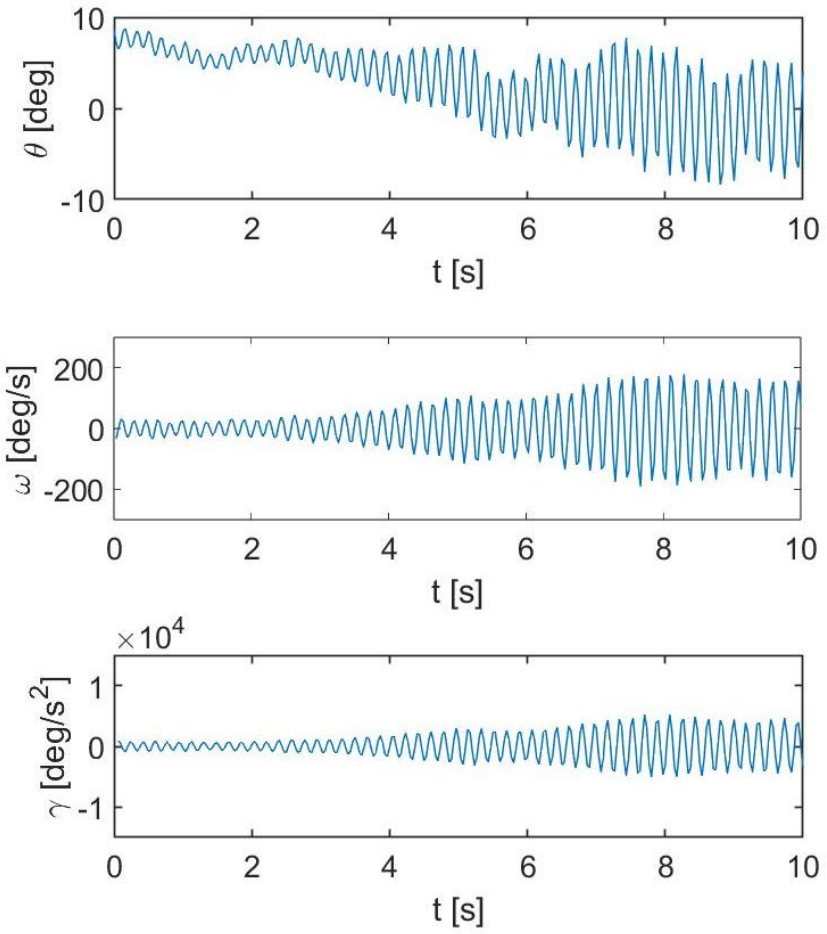


Figura 3. Respuesta en Kinovea de posición, velocidad y aceleración angular de la mano del paciente con temblor esencial.

2.2 Análisis de temblor esencial en MSC Adams view

En la Figura 4 se muestra el maniquí virtual en el entorno de MSC Adams view. A este modelo se le asignó una densidad de 1,200 kg/m3, lo que resulto en una masa de 0.401 kg para la mano.

La longitud y el ancho de la extremidad se seleccionó con base a la caracterización del cuerpo humano descrita en [32]. Comparando la simulación con los parámetros de inercia mostrados en la literatura [33] donde la masa de la mano representa un 0.56% de la masa total del cuerpo humano, se obtuvo una buena aproximación de la masa, siendo 0.403 kg la masa calculada para la mano de un paciente con un peso de 72 kg.

ISSN: 2594-1925

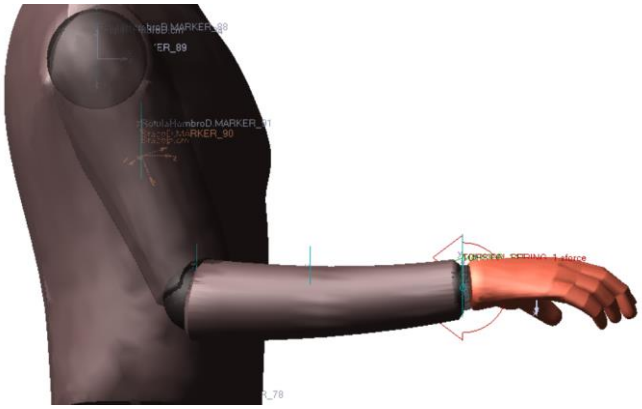


Figura 4. Maniquí virtual en el entorno de MSC Adams view.

A partir de la cinemática angular obtenida en Kinovea, se calcularon los torques correspondientes a movimientos con frecuencias de 4 a 12 Hz para replicar únicamente el efecto del temblor. Debido a que se filtraron los componentes de los movimientos considerados como temblor, la cinemática del movimiento replicado mostrada en la Figura 5 no presenta el desplazamiento descendente observado originalmente en la Figura 3. Esto comprueba la separación entre el movimiento voluntario e involuntario provocado por el temblor. Asimismo, la respuesta de velocidad (ω) y aceleración angular (γ) obtenidas en Kinovea resultaron similares a las replicadas por el maniquí virtual de MSC Adams View.

En la Figura 6 se muestra la mano del maniquí virtual en las posiciones angulares de amplitud positiva, neutral y negativa.

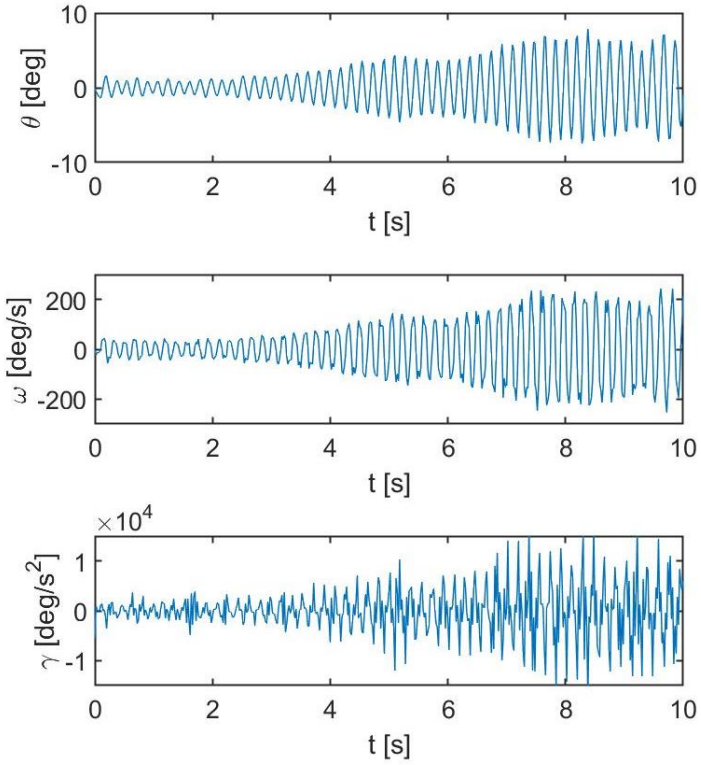


Figura 5. Respuesta de la mano del prototipo virtual en MSC Adams view.

ISSN: 2594-1925



Figura 6. Mano del prototipo virtual, en MSC Adams View, en posiciones superior, neutral e inferior del movimiento de tremor mostrado en la Figura 5.

2.3 Control PD para atenuar el movimiento del temblor esencial

Para simular la capacidad de un exoesqueleto en la supresión del temblor, se diseñó un controlador Proporcional Derivativo (PD) mediante el método de reubicación de polos y ceros. Este diseño fue con base en el modelo matemático de la ecuación (1), donde J representa el momento de inercia de la mano calculada a partir de la masa y las dimensiones del maniquí. Por otra parte, los valores de las constantes de rigidez y amortiguamiento (k y b) se seleccionaron según sus valores reportados en la literatura [34-36]. Posteriormente, se obtuvo la transformada de Laplace para determinar su función de transferencia para el diseño del control, tal como se expresa en las ecuaciones (2-4), donde $G_{(s)}$ representa la planta del sistema.

$$\tau = J\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta \quad \text{ec. (1)}$$

$$\tau = J\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta \rightarrow T_{(S)} = \theta_{(S)}(Js^2 + bs + k) \quad (2)$$

$$T_{(S)} = \theta_{(S)}(Js^2 + bs + k) \rightarrow \frac{\theta_{(S)}}{T_{(S)}} = \frac{1}{Js^2 + bs + k} \quad (3)$$

$$G_{(s)} = \frac{\theta_{(S)}}{T_{(S)}} = \frac{1}{s^2 + \frac{b}{J}s + \frac{k}{J}} \quad (4)$$

La función de transferencia del controlador PD se representa en la ecuación (5). Para obtener la respuesta en lazo cerrado del sistema se multiplicó $C_{(S)}$ por $G_{(s)}$, como se muestra en la ecuación (6) y ecuación (7). Por otro lado, el comportamiento deseado del control $Cd_{(s)}$, se expresa en la ecuación (8) y está establecido por los parámetros ζ y ω. Estos se calcularon para un máximo sobre impulso (Mp) del 20% y un tiempo de asentamiento (tss) de 200 milisegundos, como se muestra en la ecuación (9). Finalmente, se igualo $Cd_{(s)}$ con la función en lazo cerrado $H_{(S)}$ para despejar los valores de la ganancias proporcional y derivativa (Kp y Kd) como se muestra en la ecuación (10-11).

$$C_{(S)} = K_d s + K_p \quad (5)$$

$$H_{(S)} = \frac{C_{(S)}G_{(S)}}{1 + C_{(S)}G_{(S)}} \quad (6)$$

$$s^2 + \left(K_d + \frac{b}{J}\right)s + \left(K_p + \frac{k}{J}\right) \quad (7)$$

$$Cd_{(s)} = s^2 + 2(\zeta)(\omega)s + \omega^2 \quad (8)$$

ISSN: 2594-1925

$$\zeta = \sqrt{\frac{\left(\log\left(\frac{Mp}{100}\right)\right)^2}{\pi^2 + \left(\log\left(\frac{Mp}{100}\right)\right)^2}} \qquad \omega = \frac{4}{(\zeta)(tss)} \tag{9}$$

$$s: K_d = 40 - \frac{b}{J} = 37.9 \tag{10}$$

$$s^0: K_p = 1144.6 - \frac{k}{J} = 150.82 \tag{11}$$

Para evaluar el impacto del temblor en actividades cotidianas, se midió la cinemática angular de movimientos voluntarios realizando un análisis similar al del temblor con Kinovea, se evaluó un ejercicio de flexión-extensión de la muñeca con cambio de posición cada 5 segundos como se muestra en la Figura 7. De la misma forma que la simulación del temblor, se calcularon los torques necesarios para replicar el movimiento en el software MSC Adams View, dando como resultado la cinemática angular mostrada en la Figura 8.

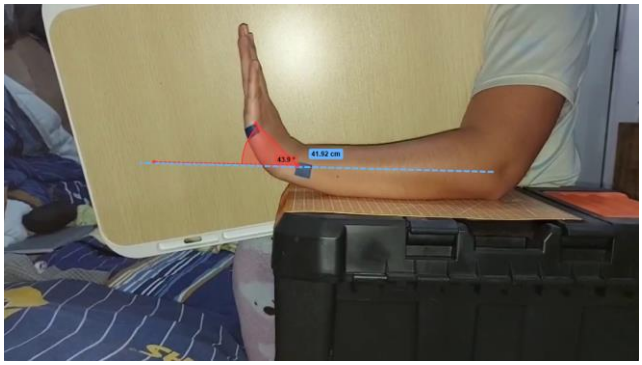


Figura 7. Captura del movimiento voluntario en Kinovea.

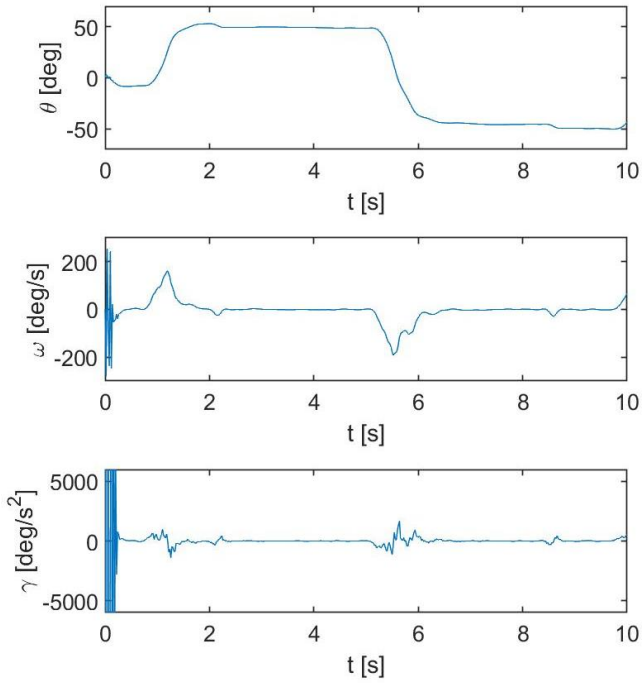


Figura 8. Resultados de simulación, en MSC Adams View, para un movimiento angular voluntario de la mano.

ISSN: 2594-1925

Una vez replicado el movimiento voluntario en simulación, se sumaron los torques del temblor a los requeridos para la acción voluntaria. Esto permitió aproximar la simulación al efecto que tiene el temblor durante el desarrollo de las actividades cotidianas. Como consecuencia, se obtuvo la cinemática angular mostrada en la Figura 9, donde se observan pequeñas variaciones del movimiento voluntario debido a la influencia del temblor.

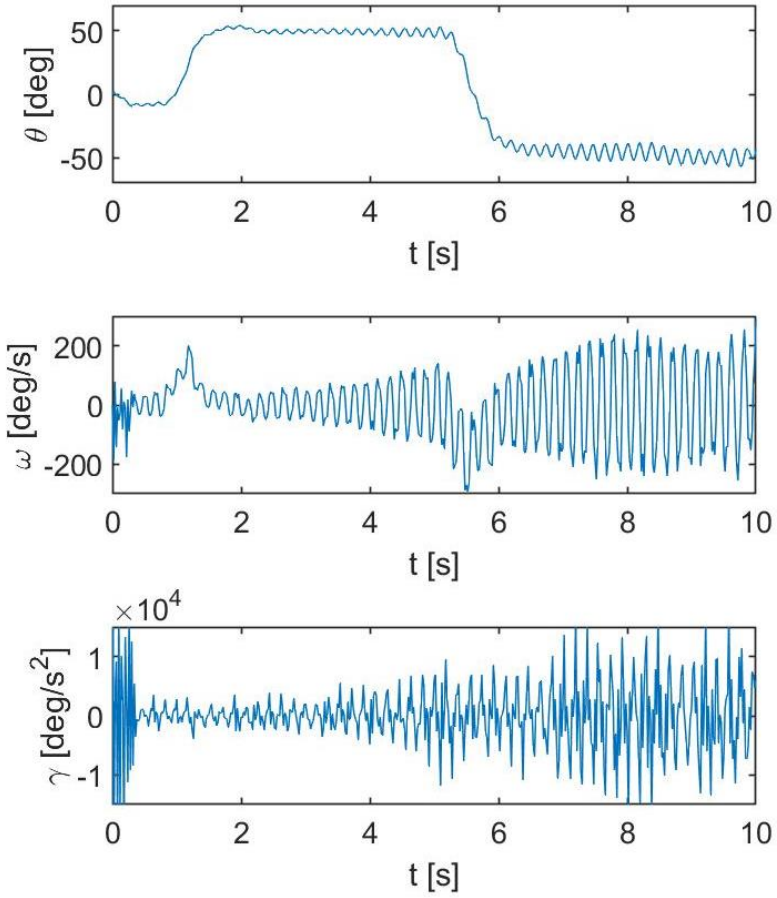


Figura 9. Resultados de simulación, en MSC Adams View, para un movimiento angular voluntario de la mano siendo afectado por el temblor.

Al haber simulado el temblor afectando un movimiento voluntario, se implementó el controlador PD en el módulo "Controls Toolkit" incluido en el software MSC Adams View para regular la fuerza aplicada en la muñeca y simular la acción del exoesqueleto. Para ello se aplicó un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 4 Hz tanto a la posición como a la velocidad, con el propósito de descartar los movimientos voluntarios (con frecuencias menores a 2 Hz). El filtro, definido en la ecuación (12) donde $y_{[n]}$ representa la señal filtrada, $x_{[n]}$ corresponde a la señal original y α es el coeficiente calculado a partir del tiempo de muestreo y la frecuencia de corte.

Posteriormente, los movimientos involuntarios filtrados $y_{[n]}$ se emplearon como señal de entrada para calcular el error del control, considerando un "set point" igual a cero como se muestra en la ecuación (13). Esto permitió que el control actuara sobre los movimientos involuntarios afectando lo menos posible al desarrollo del movimiento voluntario. Para visualizar el efecto, se graficó la cinemática angular antes y después de aplicar el control como se muestra en la Figura 10.

ISSN: 2594-1925

$$y_{[n]} = \alpha\left(y_{[n-1]} + x_{[n]} - x_{[n-1]}\right) \quad (12)$$

$$\tau = Kd\left(0 - \dot{y}_{[n]}\right) + Kp\left(0 - y_{[n]}\right) \quad (13)$$

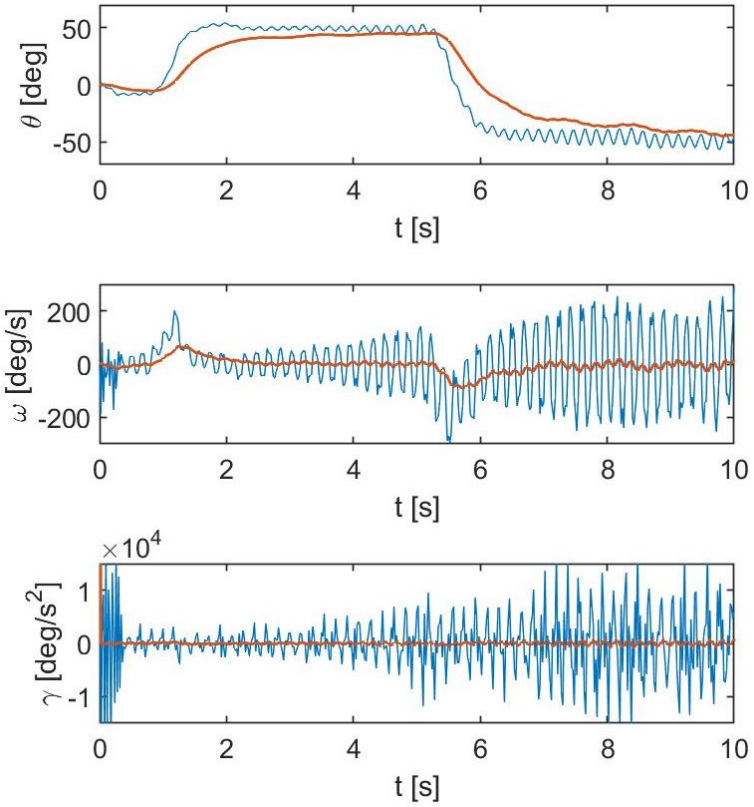


Figura 10. Respuesta del temblor considerando que un exoesqueleto atenúa el temblor con un control PD. Se compara con la respuesta considerando el temblor sin control.

Resultados y Discusiones

En los últimos años, se ha explorado el potencial de las técnicas de captura de movimiento para caracterizar y clasificar los movimientos provocados por la enfermedad de Parkinson y el temblor esencial. Por ejemplo, S. Das et al. [37] presentan la evaluación y calificación de estos movimientos en todo el cuerpo. Asimismo, autores como [38-41] destacan la utilidad de dichas técnicas para monitorear patologías motoras, ya que son métodos poco invasivos y de bajo costo. Sin embargo, existe un interés creciente en caracterizar los movimientos involuntarios para determinar los parámetros de diseño y control de dispositivos médicos tipo órtesis. Este es el caso del trabajo de P. Khwaounjoo et al. [42], quienes caracterizan el temblor de mano para optimizar la configuración de los sensores inteligentes. Por otro lado, otros autores [43-46] emplean técnicas de caracterización para validar algoritmos de estimación del temblor. En este artículo, se realizaron la caracterización y la simulación del temblor de un paciente, con el objetivo de evaluar la implementación, también en simulación, de un control basado en filtros para separar los movimientos involuntarios.

La disminución del temblor se determinó al comparar la magnitud de los movimientos en el rango de 4 a 12 Hz, tanto antes como después de implementar el controlador. La Figura 11 muestra una gráfica comparativa de la acción del control sobre la amplitud y aceleración angular del temblor. Finalmente,

ISSN: 2594-1925

mediante un análisis de estimación de energía de ambas señales, se cuantifico una supresión del 99.63% en movimientos correspondientes al temblor.

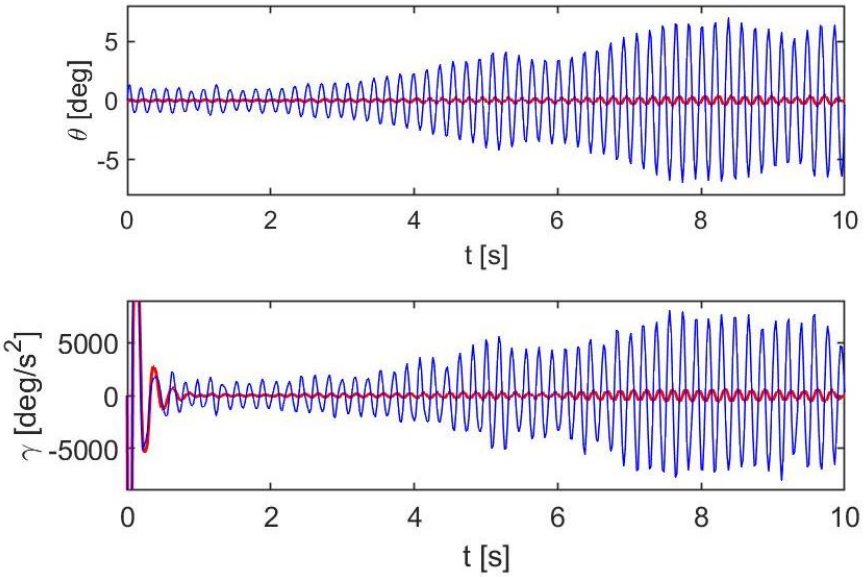


Figura 11. Impacto del control en la amplitud de la posición y aceleración del temblor.

Como trabajo futuro, se plantea la implementación física del control PD en un prototipo de exoesqueleto blando, como el mostrado en la Figura 12, con el objetivo de evaluar el desempeño del sistema en condiciones reales, fuera del entorno controlado de simulación.

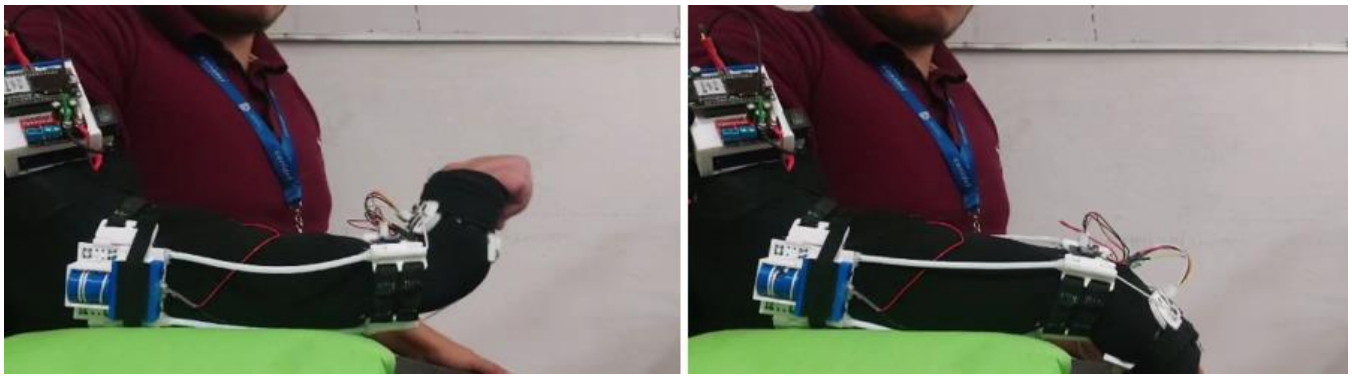


Figura 12. Prototipo de exoesqueleto blando de brazo para suprimir el temblor en manos.

ISSN: 2594-1925

3. Conclusiones

Durante el desarrollo de este trabajo se demostró la utilidad de los programas Kinovea y MSC Adams View para la evaluación y simulación de movimientos voluntarios e involuntarios, facilitando el desarrollo de prototipos y técnicas de control para la supresión del temblor, llevando a cabo la evaluación y simulación del temblor durante el reposo y durante el desarrollo de movimientos voluntarios.

La integración de Kinovea para el análisis cinemático y de MSC Adams View para la simulación dinámica demostró una alta efectividad en el diseño de prototipos y estrategias de control para la supresión del temblor. En este artículo se desarrolló y simuló una estrategia de control basada en la separación de los movimientos voluntario e involuntario. Este enfoque permitió evaluar el impacto del temblor en tareas cotidianas y evidenció la utilidad de implementar filtros en el sistema. Así, este diseño teórico consolida la combinación de métodos de caracterización con herramientas de simulación virtual.

4. Reconocimiento de autoría

Ing. Luis Alfonso Manzanares Quirós: Recursos; Ideas; Metodología; Investigación; Escritura; Borrador original. *Dr. Andrés Blanco Ortega:* Conceptualización; Ideas; Investigación; Análisis formal; Escritura; Administración de proyecto; Revisión y edición. Rafael Campos Amezcua: Preparación del borrador y discusión de resultados. Enrique Alcudia-Zacarías: Preparación del borrador y discusión de resultados. Arturo Abúndez Pliego: Preparación del borrador y discusión de resultados. Arturo Javier Martínez Mata: Preparación del borrador y discusión de resultados.

Referencias

[1] K. Adabi and W. G. Ondo, “Shaking up Essential tremor: Peripheral devices and mechanical strategies to reduce tremor,” Tremor and Other Hyperkinetic Movements, vol. 14, no. 1, p. 55, Jan. 2024, doi: 10.5334/tohm.930.

[2] J. Mo and R. Priefer, “Medical Devices for Tremor Suppression: Current status and future directions,” Biosensors, vol. 11, no. 4, p. 99, Mar. 2021, doi: 10.3390/bios11040099.

[3] E. D. Louis, “Essential tremor,” New England Journal of Medicine, vol. 345, no. 12, pp. 887–891, Sep. 2001, doi: 10.1056/nejmcp010928.

[4] E. D. Louis and D. G. Machado, “Tremor-related quality of life: A comparison of essential tremor vs. Parkinson’s disease patients,” Parkinsonism & Related Disorders, vol. 21, no. 7, pp. 729–735, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.parkreldis.2015.04.019.

[5] J. K. Monin et al., “Psychological Suffering in Essential Tremor: A study of patients and those who are close to them,” Tremor and Other Hyperkinetic Movements, vol. 7, no. 0, p. 526, Dec. 2017, doi: 10.5334/tohm.338.

ISSN: 2594-1925

[6] T. A. Zesiewicz et al., "Practice Parameter: Therapies for essential tremor [RETIRED]," Neurology, vol. 64, no. 12, pp. 2008–2020, Jun. 2005, doi: 10.1212/01.wnl.0000163769.28552.cd.

[7] T. A. Zesiewicz et al., "Evidence-based guideline update: Treatment of essential tremor," Neurology, vol. 77, no. 19, pp. 1752–1755, Oct. 2011, doi: 10.1212/wnl.0b013e318236f0fd.

[8] D. Haubenberger and M. Hallett, "Essential tremor," New England Journal of Medicine, vol. 378, no. 19, pp. 1802–1810, May 2018, doi: 10.1056/nejmcp1707928.

[9] J. Kim, T. Wichmann, O. T. Inan, and S. P. Deweerth, "A wearable system for attenuating essential tremor based on peripheral nerve stimulation," IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine, vol. 8, pp. 1–11, Jan. 2020, doi: 10.1109/jtehm.2020.2985058.

[10] A. Yi, B. Zhang, N. Lau, and D. Zhang, "A hand exoskeleton with linear motors (HELM) for pathological tremor suppression of fingers," Intelligent Sports and Health, vol. 1, no. 2, pp. 86–97, Apr. 2025, doi: 10.1016/j.ish.2025.03.002.

[11] A. Velisar et al., "Dual threshold neural closed-loop deep brain stimulation in Parkinson disease patients," Brain Stimulation, vol. 12, no. 4, pp. 868–876, Feb. 2019, doi: 10.1016/j.brs.2019.02.020.

[12] G. Weerasinghe, B. Duchet, H. Cagnan, P. Brown, C. Bick, and R. Bogacz, "Predicting the effects of deep brain stimulation using a reduced coupled oscillator model," PLoS Computational Biology, vol. 15, no. 8, p. e1006575, Aug. 2019, doi: 10.1371/journal.pcbi.1006575.

[13] J. S. Lora-Millan, G. Delgado-Oleas, J. Benito-León, and E. Rocon, "A review on Wearable Technologies for tremor Suppression," Frontiers in Neurology, vol. 12, p. 700600, Aug. 2021, doi: 10.3389/fneur.2021.700600.

[14] E. Rocon, J. M. Belda-Lois, A. F. Ruiz, M. Manto, J. C. Moreno, and J. L. Pons, "Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, no. 3, pp. 367–378, Sep. 2007, doi: 10.1109/tnsre.2007.903917.

[15] Manzanares Quirós, Luis A.; Blanco Ortega, Andrés; Colín Ocampo, Jorge; Abúndez Pliego, Arturo; Cortés García, Claudia; Santana Camilo, José A. A Review on Control Devices for Hand Tremor Suppression. Tecnología y Ciencia Aplicada, 2025. Vol.8, No. 1.

[16] J. J. Hathaliya, H. Modi, R. Gupta, S. Tanwar, P. Sharma, and R. Sharma, "Parkinson and essential tremor classification to identify the
patient's risk based on tremor severity," Computers & Electrical Engineering, vol. 101, p. 107946, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.compeleceng.2022.107946.

[17] T. Ando, M. Watanabe, K. Nishimoto, Y. Matsumoto, M. Seki, and M. G. Fujie, "Myoelectric-Controlled Exoskeletal Elbow Robot to suppress essential tremor: extraction of elbow flexion movement using STFTs and TDNN," Journal of Robotics and Mechatronics, vol. 24, no. 1, pp. 141–149, Feb. 2012, doi: 10.20965/jrm.2012.p0141.

ISSN: 2594-1925

[18] T. Akıncı, N. Başçı, A. Gündüz, and M. E. Kızıltan, "Tremor analysis using surface electromyography: Is it required?," Cerrahpasa Medical Journal, vol. 48, no. 3, pp. 272–274, Dec. 2024, doi: 10.5152/cjm.2024.24015.

[19] S. Williams, H. Fang, J. Alty, R. Qahwaji, P. Patel, and C. D. Graham, "A smartphone camera reveals an 'invisible' Parkinsonian tremor: a potential pre-motor biomarker?," Journal of Neurology, vol. 265, no. 12, pp. 3017–3018, Sep. 2018, doi: 10.1007/s00415-018-9060-z.

[20] G. Deuschl, "Essential tremor and cerebellar dysfunction: Clinical and kinematic analysis of intention tremor," Brain, vol. 123, no. 8, pp. 1568–1580, Aug. 2000, doi: 10.1093/brain/123.8.1568.

[21] F. Vial, P. Kassavetis, S. Merchant, D. Haubenberger, and M. Hallett, "How to do an electrophysiological study of tremor," Clinical Neurophysiology Practice, vol. 4, pp. 134–142, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.cnp.2019.06.002.

[22] B. Adlou, C. Wilburn, and W. Weimar, "Motion capture Technologies for Athletic Performance Enhancement and Injury Risk Assessment: A Review for Multi-Sport Organizations," Sensors, vol. 25, no. 14, p. 4384, Jul. 2025, doi: 10.3390/s25144384.

[23] J. Dorado et al., "A computer-vision-based system for at-home rheumatoid arthritis rehabilitation," International Journal of Distributed Sensor Networks, vol. 15, no. 9, p. 155014771987564, Sep. 2019, doi: 10.1177/1550147719875649.

[24] T. Hellsten, J. Karlsson, M. Shamsuzzaman, and G. Pulkkis, "The potential of Computer Vision-Based Marker-Less Human Motion Analysis for rehabilitation," Rehabilitation Process and Outcome, vol. 10, p. 11795727211022330, Jan. 2021, doi: 10.1177/11795727211022330.

[25] K. Mills. "Motion analysis in the clinic: There's an app for that". Journal of Physiotherapy. vol. 61, no. 1, p. 49–50. 2015. doi: 10.1016/J.JPHYS.2014.11.014

[26] T. V. Ilić, S. Milanović, V. Potkonjak, A. Rodić, J. Santos-Victor, and S. Spasojević, "Combined vision and wearable sensors-based system for movement analysis in rehabilitation," Methods of Information in Medicine, vol. 56, no. 02, pp. 95–111, Dec. 2016, doi: 10.3414/me16-02-0013.

[27] X. Suo, W. Tang, and Z. Li, "Motion capture Technology in sports scenarios: A survey," Sensors, vol. 24, no. 9, p. 2947, May 2024, doi: 10.3390/s24092947.

[28] P. Fernández-González, A. Koutsou, A. Cuesta-Gómez, M. Carratalá-Tejada, J. C. Miangolarra-Page, and F. Molina-Rueda, "Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects," Sensors, vol. 20, no. 11, p. 3154, Jun. 2020, doi: 10.3390/s20113154.

[29] C.H. Guzmán; A. Blanco; M.A. Oliver; J.L. Carrera, "Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea." International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE), vol. 3, no. 2, 2013.

ISSN: 2594-1925

[30] Blanco-Ortega, Andrés, Colin-Ocampo, Jorge, Abúndez-Pliego, Arturo, Santana Camilo José A., Lara Barrios, Carlos M. y Vargas Ortiz, Miltón U. Rehabilitation movement analysis in upper limbs with Kinovea. Revista de Ingeniería y Tecnologías para el Desarrollo Sustentable. 13 (2025) 1 – 9.

[31] F. Zsarnoczky-Dulhazi, S. Agod, S. Szarka, K. Tuza, & B. Kopper. "AI-Based Motion Analysis Software for Sport and Physical Therapy Assessment". Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2024. doi: 10.1590/1517-8692202430012022_0020i.

[32] R. Contini, R. J. Drillis, and M. Bluestein, "Determination of body segment parameters," Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, vol. 5, no. 5, pp. 493–504, Oct. 1963, doi: 10.1177/001872086300500508.

[33] P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters," Journal of Biomechanics, vol. 29, no. 9, pp. 1223–1230, Sep. 1996, doi: 10.1016/0021-9290(95)00178-6.

[34] N. Hogan, "Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part II—Implementation," Journal of Dynamic Systems Measurement and Control, vol. 107, no. 1, pp. 8–16, Mar. 1985, doi: 10.1115/1.3140713.

[35] H. Gomi and M. Kawato, "Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement," Biological Cybernetics, vol. 76, no. 3, pp. 163–171, Apr. 1997, doi: 10.1007/s004220050329.

[36] E. J. Perreault, R. F. Kirsch, and A. M. Acosta, "Multiple-input, multiple-output system identification for characterization of limb stiffness dynamics," Biological Cybernetics, vol. 80, no. 5, pp. 327–337, May 1999, doi: 10.1007/s004220050529.

[37] S. Das et al., "Quantitative measurement of motor symptoms in Parkinson's disease: A study with full-body motion capture data," 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, vol. 2011, pp. 6789–6792, Aug. 2011, doi: 10.1109/iembs.2011.6091674.

[38] P. M. Pecoraro, L. Marsili, A. J. Espay, M. Bologna, and L. Di Biase, "Computer Vision Technologies in Movement Disorders: A Systematic Review," Movement Disorders Clinical Practice, vol. 12, no. 9, pp. 1229–1243, May 2025, doi: 10.1002/mdc3.70123.

[39] J. Shin et al., "Classification of Hand-Movement disabilities in Parkinson's Disease using a Motion-Capture device and machine learning," IEEE Access, vol. 12, pp. 52466–52479, Jan. 2024, doi: 10.1109/access.2024.3386367.

[40] P. Wegner et al., "Markerless motion capture reveals movement abnormalities in isolated REM sleep behavior disorder," medRxiv, Sep. 2026, doi: 10.64898/2026.08.28.26361609.

[41] M. Delrobaei, S. Memar, M. Pieterman, T. W. Stratton, K. McIsaac, and M. Jog, "Towards remote monitoring of Parkinson's disease tremor using wearable motion capture systems," Journal of the Neurological Sciences, vol. 384, pp. 38–45, Nov. 2017, doi: 10.1016/j.jns.2017.11.004.

ISSN: 2594-1925

[42] P. Khwaounjoo et al., “Non-Contact hand movement analysis for optimal configuration of smart sensors to capture Parkinson’s disease hand tremor,” Sensors, vol. 22, no. 12, p. 4613, Jun. 2022, doi: 10.3390/s22124613.

[43] S. L. Pintea, J. Zheng, X. Li, P. J. M. Bank, J. J. Van Hilten, and J. C. Van Gemert, “Hand-Tremor frequency estimation in videos,” Lecture Notes in Computer Science, pp. 213–228, Jan. 2019, doi: 10.1007/978-3-030-11024-6_14.

[44] Y. Zhou, M. E. Jenkins, M. D. Naish, and A. L. Trejos, “The measurement and analysis of Parkinsonian hand tremor,” IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI ...), pp. 414–417, Feb. 2016, doi: 10.1109/bhi.2016.7455922.

[45] Y. Zhou, M. E. Jenkins, M. D. Naish, and A. L. Trejos, “Characterization of Parkinsonian hand tremor and validation of a High-Order Tremor estimator,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 26, no. 9, pp. 1823–1834, Jul. 2018, doi: 10.1109/tnsre.2018.2859793.

[46] L. Ferrigno et al., “A real-time tracking system for tremor and trajectory estimation in Parkinson’s disease-affected patients,” IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), pp. 1–6, Jun. 2020, doi: 10.1109/memea49120.2020.9137210.

Derechos de Autor (c) 2026 Luis Alfonso Manzanares Quirós, Andrés Blanco-Ortega, Rafael Campos Amezcua, Enrique Alcudia-Zacarías, Arturo Abúndez Pliego, Arturo Javier Martínez Mata

Este texto está protegido por una licencia Creative Commons 4.0.

Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato — y adaptar el documento — remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

Resumen de licencia - Texto completo de la licencia

ISSN: 2594-1925