

REVISTA DE
**BIOMECÁNICA
Y BIÓNICA**

CIENCIA • TECNOLOGÍA • INNOVACIÓN

— R B Y B —



**“Biomecánica Aplicada al Diseño Protésico y a la
Rehabilitación Funcional”**

Vol. 1, Núm. 1

ISSN: (en trámite)

Fecha de primera emisión: 30 de marzo de 2026

DATOS DE IDENTIFICACIÓN OFICIAL - VERSIÓN ELECTRÓNICA

Revista de Biomecánica y Biónica, Vol. 1, Núm. 1, marzo de 2026, es una publicación anual editada por el Dr. Jonathan Martínez Paredes, con domicilio en Calle Iroko No. 33, Col. Ejidos de Teyahualco, Tultepec, Estado de México, C.P. 54980. Teléfono (55) 7685 9436.

Página electrónica de la revista:
<https://proyectosva.com.mx/RByB/>

Correo electrónico: biomecanicabionica@gmail.com.

Editor responsable: Dr. Jonathan Martínez Paredes. Certificado de Reserva de Derechos al Uso Exclusivo No. 04-2026-021713263500-102. ISSN: (en trámite) — ambos otorgados por el Instituto Nacional del Derecho de Autor.

Responsable de la última actualización de este número: Dr. Jonathan Martínez Paredes, Calle Iroko No. 33, Col. Ejidos de Teyahualco, Tultepec, Estado de México, C.P. 54980. Teléfono (55) 7685 9436. Fecha de última modificación: 18 de mayo de 2026. Tamaño del archivo: 3,392 KB.

EDITOR RESPONSABLE

Dr. Jonathan Martínez Paredes

COMITÉ EDITORIAL

Dr. Jonathan Martínez Paredes
Universidad Politécnica del Valle de México

Dr. Omar Ismael López Suárez
Universidad Politécnica del Valle de México

M. en C. Iván Altamirano Olguín
Universidad Politécnica del Valle de México

Dr. Arturo Chávez Arreola
Universidad Politécnica del Valle de México

Dr. David Torres Franco
Universidad Politécnica del Valle de México

M. en I. Ángel David Barrera García
Universidad Politécnica de Texcoco

Dr. Sergio Guillermo Torres Cedillo
SEPI ESIME Ticomán

Dr. Mario Ramírez Neria
Universidad Iberoamericana

Dr. Pablo Garibaldi Moreno
Universidad de las Américas Puebla

UNIVERSIDADES E INSTITUCIONES COLABORADORAS

Universidad Politécnica del Valle de México

Universidad Politécnica de Texcoco

Universidad de las Américas

SEPI ESIME Unidad Ticomán, IPN

Universidad Iberoamericana

Universidad Estatal del Valle de Ecatepec

Universidad Mexiquense del Bicentenario UES
Atenco

Universidad de Ecatepec (UNE)

Tecnológico de Estudios Superiores de
Cuatitlán Izcalli

Biomecánica para Prótesis

Editorial

Vol. 1, Núm. 1 — Biomecánica Aplicada al Diseño Protésico y a la Rehabilitación Funcional

Se publica un número al año que incluye Artículos Originales, Revisiones y Casos Clínicos de especial interés, sometidos a un riguroso proceso de revisión por pares en modalidad doble ciego. Su propósito es impulsar el avance de la biomecánica y la biónica como disciplinas que integran los principios de la física, la ingeniería y las ciencias de la salud para el estudio del movimiento, el diseño de dispositivos asistivos y la optimización de la función humana. La revista busca consolidarse como un espacio para investigadores, ingenieros y profesionales de la salud, favoreciendo la difusión de contribuciones innovadoras y el intercambio de ideas que promuevan desarrollos tecnológicos orientados a mejorar la calidad de vida.

Misión editorial: contribuir a la difusión del conocimiento científico y tecnológico, fomentar la colaboración interdisciplinaria entre investigadores, ingenieros y profesionales de la salud, y facilitar el acceso abierto a información de alta calidad que impulse la innovación y el bienestar humano.

La Revista de Biomecánica y Biónica presenta con orgullo su primer número, marcando el inicio de un espacio académico orientado a la reflexión, difusión y discusión de los avances científicos y tecnológicos en el estudio del movimiento humano, el diseño de dispositivos protésicos y ortésicos, y la integración de sistemas inteligentes aplicados a la rehabilitación funcional.

En este número inaugural, los artículos reunidos evidencian la convergencia entre la ingeniería, la biomecánica y la ciencia aplicada al cuerpo humano. Desde la implementación de sistemas de vacío controlado en sockets transtibiales, pasando por el diseño de módulos portátiles para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales, hasta el desarrollo de prótesis parciales de mano basadas en mecanismos de cuatro barras, se ilustra cómo la biomecánica y la biónica pueden transformar la práctica clínica y la innovación tecnológica.

Asimismo, la evaluación mecanopostural mediante fotogrametría y videogrametría y el análisis biomecánico de un rehabilitador de hombro y codo amplían el espectro del abordaje terapéutico y del control del movimiento. Finalmente, el estudio sobre el síndrome de anteproyección cervical aporta fundamentos biomecánicos y clínicos de gran relevancia para la comprensión de las alteraciones posturales contemporáneas, derivadas del entorno laboral y digital actual.

Este primer volumen simboliza el compromiso de la revista con la excelencia académica, la ética científica y la innovación aplicada. Pretende servir como un punto de encuentro entre investigadores, ingenieros, terapeutas y profesionales de la salud interesados en los procesos de análisis, diseño y rehabilitación funcional desde una perspectiva biomecánica y biónica.

La Revista de Biomecánica y Biónica reafirma su misión de fomentar la colaboración interdisciplinaria, difundir el conocimiento científico y fortalecer los vínculos entre la teoría y la práctica, contribuyendo al desarrollo de tecnologías que mejoren la calidad de vida y promuevan la inclusión funcional.

Invitamos a la comunidad académica y profesional a participar activamente en este proyecto editorial, enviando sus contribuciones, colaborando como revisores o difundiendo los avances que surjan de este esfuerzo compartido. Con este número inaugural damos un primer paso hacia la consolidación de un foro científico en el que la biomecánica y la biónica dialogan en beneficio de la humanidad.

Dr. Jonathan Martínez Paredes
Editor Responsable
Revista de Biomecánica y Biónica
Tultepec, Estado de México – marzo de 2026

Contenido

Aplicación de sistema de vacío controlado mediante presión negativa para la fabricación de sockets protésicos transtibiales (debajo de rodilla).....	6
Diseño e implementación de un módulo portátil para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales	19
Diseño Personalizado de Prótesis Parcial de Mano Basada en un Mecanismo de Cuatro Barras	36
Evaluación mecanopostural de un caso clínico por medio de fotogrametría y videogrametría	51
Evaluación biomecánica de un rehabilitador de hombro y codo para recuperación funcional.....	69
Síndrome de anteproyección cervical: Fundamentos biomecánicos, manifestaciones clínicas y estrategias de tratamiento	92
Política de Acceso Abierto y Derechos de Autor	108
Declaración de Ética y Buenas Prácticas Editoriales	109

Aplicación de sistema de vacío controlado mediante presión negativa para la fabricación de sockets protésicos transtibiales (debajo de rodilla)

Application of a controlled vacuum system through negative pressure for the manufacturing of transtibial (below-knee) prosthetic sockets

Jazmín Cecilia Escobar Sánchez¹, Carlos Alberto González Rodríguez², Martha Angélica García Olivo³

^{1,2}Universidad Politécnica del Valle de México, CP 54910, Tultitlán, Edo. de Méx.

³Tecnológico de Estudios Superiores de Cuautitlán Izcalli, 54740, Cuautitlán Izcalli, Edo. de Méx.

¹jazmin.escobar.sanchez@upvm.edu.mx, ²carlos.gonzalez@upvm.edu.mx,

³martha.go@cuautitlan.tecnm.mx

Resumen: El presente artículo describe el desarrollo, funcionamiento y aplicación del sistema de vacío controlado, para fabricar moldes de sockets transtibiales, haciendo uso de un método de moldeo asistido por vacío que permite obtener una representación precisa del muñón en pacientes con amputación abajo de rodilla. Este enfoque mejora la adaptación del socket protésico, optimiza el confort y distribuye de manera adecuada las cargas biomecánicas durante el uso. Obteniendo ventajas clínicas, precisión ya que no se deben realizar modificaciones a los modelos y su aplicabilidad en entornos con recursos limitados.

Abstract. This article describes the development, operation, and application of a controlled vacuum system for manufacturing transtibial socket molds, using a vacuum-assisted molding method that enables an accurate representation of the residual limb in below-knee amputee patients. This approach improves the fit of the prosthetic socket, enhances comfort, and ensures proper distribution of biomechanical loads during use. It offers clinical advantages, precision since no modifications to the models are necessary and applicability in resource-limited settings.

Palabras Clave: Sistema de Vacío, Socket, Biomecánica.

1 Introducción

La movilidad y la función física de una persona con amputación transtibial dependen en gran medida del ajuste del socket protésico [1]. Este determina la comodidad de la prótesis, una preocupación importante para las personas con uso de prótesis. Si bien se utilizan principios protésicos fundamentales para crear y ajustar un socket, el éxito de las adaptaciones depende en gran medida de la habilidad, los conocimientos y la experiencia del protesista. En la actualidad la aplicación de la ingeniería ha tenido un impacto importante en el mundo, y en este trabajo se emplean criterios de Ingeniería Mecánica, para la aplicación en el cuerpo humano y facilitar a los diseñadores que los dispositivos creados sean eficientes y aplicables en todas las personas, como en este caso para la fabricación de prótesis, reduciendo tiempo, costos y aplicabilidad. La correcta captura de forma anatómica es fundamental en la fabricación de prótesis. Este sistema combina presión controlada con vacío para asegurar un molde preciso para posteriormente fabricar el socket que usará el paciente adaptándose a su forma anatómica.

La fabricación de sockets para prótesis de miembro inferior depende críticamente de una adecuada toma de molde del muñón. Actualmente, un ajuste exitoso del socket requiere una importante intervención del protesista, ya que el molde del socket se moldea a mano. Esto requiere mucha mano de obra y depende en gran medida de la habilidad, el conocimiento y la experiencia. Tradicionalmente, los métodos manuales pueden generar errores en la redistribución de tejidos blandos y en la detección de zonas de soporte o descarga. Por estas razones, se han realizado varios intentos para desarrollar una técnica de fabricación de encaje que requiera poca o ninguna habilidad protésica. Un método con potencial es la técnica de moldeado a vacío controlado. Esta técnica produce un molde de encaje mediante la aplicación de aire a presión sobre el yeso que envuelve el muñón.

2 Metodología

Se seleccionaron 4 personas adultas que han usado prótesis en los últimos dos años, nivel de actividad de los pacientes (nivel 2 a 3) y edad de 30 a 50 años, configuración el socket mediante Lanzadera y Pin como se puede ver en la Fig. 1 y las características de los pacientes en la Tabla 1 [2].



Fig. 1. Configuración de lanzadera y Pin.

Tabla 1.- Detalles de los participantes.

Participantes				
Edad	53	34	45	50
Sexo	M	M	M	M
Amputación	Transtibial	Transtibial	Transtibial	Transtibial
Años usando prótesis	4	5	8	3
Causa	Diabetes	Diabetes	Diabetes	Diabetes
Nivel de actividad	2	3	2	3
Longitud del muñón	Medio	Medio	Distal	Proximal

3 Materiales y Métodos

El sistema de moldeo por vacío asistido se utiliza para fabricar moldes negativos altamente precisos del muñón en pacientes con amputación transtibial (por debajo de la rodilla). Se basa en la aplicación de presión negativa (vacío) para conformar un material de moldeo alrededor del muñón del paciente, sin necesidad de realizar modificaciones manuales posteriores. Esto permite capturar zonas prominentes y regiones de carga de forma uniforme, adaptando el volumen del molde a la fisiología del paciente [3].

Se coloca el liner (manga de silicon) directamente a la piel del usuario, posteriormente se envuelve en plástico delgado, y se envuelve el muñón con las vendas de yeso desde los epicóndilos de la rodilla hasta el extremo distal (desde la articulación de la rodilla hasta final del muñón). A continuación, el paciente se coloca de pie con la extremidad e introduce el miembro residual dentro en un diafragma dentro en un tanque cilíndrico.

Una vez sellado el sistema, se aplica vacío mediante una fuente de presión negativa controlada. El gradiente de presión inducido genera una fuerza uniforme que actúa radialmente sobre el liner, provocando una expansión controlada del tejido blando hacia las paredes internas del sistema. Esto permite una redistribución precisa de volúmenes, evitando desplazamientos no deseados y asegurando la réplica fiel de prominencias óseas, zonas de carga y regiones de tolerancia [4].

Durante esta fase, el operador monitorea en tiempo real los valores de presión interna y realiza ajustes posturales o de alineación si es necesario. El sistema mantiene el vacío constante hasta que el material de moldeo solidifica, capturando con exactitud la geometría residual [5].

Finalmente, se despresuriza el sistema de forma controlada, permitiendo la extracción del muñón sin alterar la forma del molde obtenido. El resultado es un negativo anatómicamente representativo, el cual puede ser utilizado para el diseño posterior del socket protésico definitivo o para pruebas intermedias [6].

3.1 Protocolo de uso

Es de gran relevancia mencionar el procedimiento a seguir para la toma del molde, tal y como se menciona a continuación:

- Se coloca un liner (manga de silicón) sobre el muñón del paciente y film de plástico
- El miembro es introducido en una cámara de moldeo hermética como se observa en la Fig. 2
- Se aplica presión negativa mediante una fuente de vacío controlada -0.3 / -0.5 bar
- El sistema se mantiene sellado hasta que el material de moldeo solidifica. Y mantener la presión hasta el fraguado (10 minutos)
- Despresurizar y extraer el molde negativo



Fig. 2. Procedimiento de toma de molde.

3.2 Componentes y fabricación

La fabricación del sistema de vacío contempla el seguimiento de una serie de pasos a seguir, así mismo, comprende una serie de componentes, enlistados en la Tabla 2.

1. Cortar el tubo PVC a medida y perforar para el conector lateral.
2. Instalar el manómetro y válvula.
3. Colocar un anillo de silicón y una abrazadera metálica.
4. Montar el cilindro sobre base de espuma rígida o PLA impreso 3D.
5. Conectar el tubo a la bomba de vacío, calibrar según la presión deseada apreciable en la Fig. 3 y Fig. 4.

Tabla 2. Componente y función de sistema de vacío controlado.

Componente	Función
Cilindro rígido (PVC)	Cámara de moldeo, adaptada al tamaño del muñón.
Sellado superior (línea de silicón)	Garantiza la hermeticidad alrededor del liner.
Manómetro (-1 a 0 bar)	Monitorea nivel de vacío aplicado.
Conector y válvula	Permite conectar bomba de vacío de forma segura
Base estable	Soporta el cilindro durante la operación.
Bomba de vacío	Genera presión negativa constante (~ -0.4 bar).

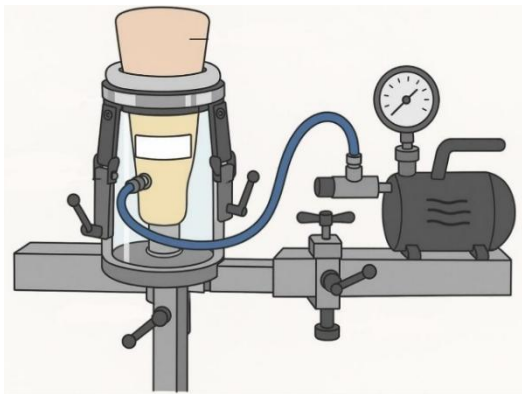


Fig. 3. Representación de diseño del sistema de vacío controlado.

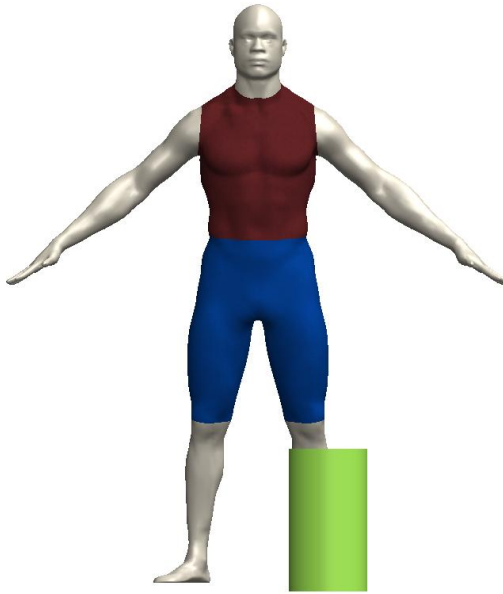


Fig. 4. Representación gráfica del diseño y toma de moldeo.

4 Objetivo de la presión negativa

El sistema se basa en el principio de presión diferencial. Cuando se reduce la presión en la cámara que rodea el muñón, la presión atmosférica externa empuja el material de moldeo contra la superficie del muñón, logrando una reproducción precisa de su forma [7, 8].

La presión negativa busca:

1. Adaptar el yeso al contorno del muñón con precisión.
2. Evitar burbujas de aire.
3. Distribuir uniformemente la carga sobre la superficie del liner o film plástico.
4. Cálculo básico de la presión mostrado en la Fig. 5.

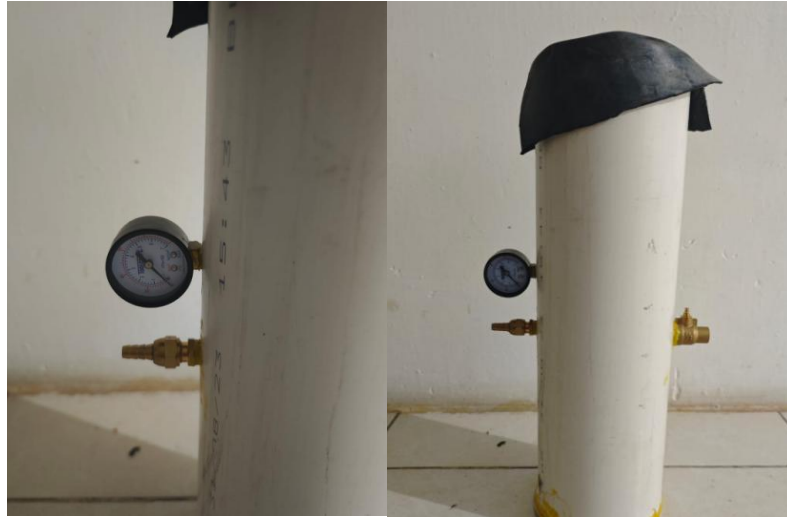


Fig. 5. Presión de vacío necesaria para la toma de molde negativo.

4.1 Fundamento físico

Este es el principio central del sistema. La presión atmosférica externa actúa sobre el material de moldeo, empujándolo hacia el muñón debido a la presión negativa (vacío) dentro de la cámara [9].

$$F = (P_{atm} - P_{vac}) \cdot A \quad (1)$$

Donde:

- F = Fuerza neta aplicada al muñón (N)
- P_{atm} = Presión atmosférica (Pa)
- P_{vac} = Presión dentro de la cámara (vacío) (Pa)
- A = Área superficial del muñón expuesta al vacío (m^2)

4.2 Distribución de presiones en superficie irregular

Para superficies no planas (como un muñón), la presión puede integrarse en forma general como:

$$F = \iint_S (P_{atm} - P_{vac}) \cdot \mu dS \quad (2)$$

- S = Superficie del muñón
- μ = Vector normal a la superficie

Esta integral da como resultado la fuerza total neta en la dirección normal, lo que ayuda a calcular tanto el ajuste como la distribución de carga sobre los tejidos.

4.3 Compresibilidad del aire y ecuación de estado del gas ideal

Si el volumen de aire en la cámara cambia ligeramente durante la aplicación del vacío, se puede modelar con la ecuación de estado del gas ideal:

$$PV = nRT \quad (3)$$

Donde:

- P = Presión absoluta del gas [Pa]
- V = Volumen de la cámara [m^3]
- n = Número de moles de aire
- R = Constante universal de gases (8.314 J/mol·K)
- T = Temperatura [K]

Este análisis puede ser útil para calcular el tiempo de evacuación de aire y la eficiencia de la bomba [10].

4.4 Dinámica del vacío – Ley de Boyle para el tiempo de evacuación

La evacuación del aire desde la cámara sigue una ley exponencial, si el sistema se comporta como un circuito RC de fluidos:

$$P(t) = P_{atm} \cdot e^{-t/\sigma} \quad (4)$$

Donde:

- $\tau = \frac{V}{Q}$: Constante de tiempo del sistema
- Q : tasa de extracción de aire [m^3/s]
- V : volumen de la cámara
- t : tiempo transcurrido

Esta fórmula estima cuánto tarda en alcanzarse una presión específica en el sistema.

4.5 Consideración biomecánica de la presión sobre tejidos blandos

La presión aplicada sobre el muñón no debe superar ciertos límites para evitar daños en tejidos. Según literatura clínica y de acuerdo a la Tabla 3, se sugiere:

$$P_{m\acute{a}x} \leq 40 \text{ kPa} \quad (5)$$

Para proteger capilares y evitar isquemia. Si el área de contacto es irregular, se puede hacer un modelo de presión distribuida:

$$p(x, Y) = \frac{F(x,y)}{dA} \quad (6)$$

Donde $p(x, y)$ varía sobre la superficie del muñón según la geometría local.

Tabla 3. Rango recomendado de presión negativa (vacío).

Aplicación	Presión sugerida
Captura de forma básica	-0.2 a -0.3 bar
Alta definición	-0.4 a -0.5 bar
Más de -0.6 bar	Puede causar daño o incomodidad

4.6 Aplicación

Es importante conocer las variables que intervienen en la toma del molde así como también la aplicación sobre el área del muñón tal como se indica en la Tabla 4:

- $A=0.05 \text{ m}^2$
- $P_{am}=101325 \text{ Pa}$
- $P_{vac}=60000 \text{ Pa}$

Fuerza aplicada:

$$F = (101325 - 60000) \cdot 0.05 = 2066.25 \text{ N} \quad (7)$$

Tiempo de evacuación (volumen 10 litros, bomba de 0.002 m³/s):

$$\sigma = \frac{0.01}{0.002} = 5 \text{ s} \quad (8)$$

$$P(t) = 101325 \cdot e^{-t/5} \quad (9)$$

En 15 s, la presión será:

$$P(15) = 101325 \cdot e^{-3} \approx 5000 \text{ Pa} \quad (10)$$

Tabla 4. Parámetros Importantes.

Parámetro	Valor Típico	Descripción
P_{atm}	101.3 kPa (760 mmHg)	Presión atmosférica
P_{vac}	40–60 kPa (300–450 mmHg)	Presión de vacío recomendada
Tiempo de aplicación	10 minutos	Se utilizan vendas de yeso como material de moldeo
Temperatura	20–25°C	Ambiente para buena reacción química del yeso
Área estimada del muñón	300–600 cm ²	Varía por paciente

4.7 Ventajas del moldeo por vacío

A continuación, se enlistan los aspectos de mayor consideración durante la ejecución del moldeo:

- Alta precisión anatómica.
- Elimina la necesidad de modificaciones posteriores.
- Mejora la adaptación biomecánica del socket.
- Compatible con entornos de bajos recursos.
- Reproducible y estandarizable.
- No debe excederse el nivel de vacío para evitar molestias o lesiones en tejidos blandos.
- Debe controlarse el tiempo para evitar sobre conformación o deformación del yeso.
- Es ideal que el paciente esté en bipedestación con carga parcial, simulando condiciones funcionales reales [11].

5 Resultados

La adaptación exitosa del socket se determina de acuerdo con la función física, la marcha y la satisfacción de los participantes.

EL socket puede requerir la creación de relieves en el encaje para reducir las fuerzas que actúan sobre zonas intolerantes a la presión, como el extremo distal de la tibia, la cresta tibial, la cabeza del peroné, el cóndilo femoral y las zonas condilares tibiales del encaje.

Los cuatro usuarios usaron los sockets fabricados en una prueba de marcha durante 20 minutos, se alineo de acuerdo con su fisionomía, altura y nivel de actividad.

Durante las pruebas de marcha se observó que todos los usuarios se adaptaron a sus nuevos sockets sin dificultad, manteniendo una velocidad constante, cadencia protésica normal y sin realizar esfuerzo mayor esto lo podemos apreciar en la Fig. 6 y Fig. 7).

- Mejor definición anatómica y ausencia de burbujas internas.
- Secado rápido y uniforme del yeso, con menor manipulación manual.
- Facilita trabajo en entornos con recursos limitados como clínicas rurales o centros formativos.



Fig. 6. Paciente 1 en prueba de marcha con socket mediante vacío.



Fig. 7. Paciente 2 en prueba de marcha con socket mediante vacío.

6 Conclusiones

La implementación del sistema de vacío controlado mejora significativamente la calidad del molde protésico transtibial al basarse en un principio biomecánico objetivo y controlado. Su facilidad de construcción y uso lo convierten en una alternativa viable y efectiva para clínicas de rehabilitación, universidades y laboratorios protésicos.

Este sistema es una herramienta eficaz, accesible y escalable para la fabricación de moldes en prótesis de pierna. La integración de presión y vacío ofrece una mejora significativa. A diferencia de técnicas tradicionales como el método para tomar moldes de Osuur u Otto Bock que se tienen que realizar modificaciones en este sistema minimiza errores humanos permitiendo hacerlo de forma precisa y sin alteraciones. Su versatilidad permite mayor adaptación y comodidad al paciente.

Referencias

1. Gholizadeh, H.; Abu Osman, N.A.; Eshraghi, A.; Ali, S.: Transtibial prosthetic socket pistoning: Static evaluation of Seal-In® X5 and Dermo™ liner using motion analysis. *Clinical Biomechanics*, Vol. 27, No. 1, pp. 34–39 (2012)
2. Gholizadeh, H.; et al.: Effects of vacuum-assisted suspension on socket–residual limb interface pressure in transtibial amputees. *Clinical Biomechanics*, Vol. 28, No. 9–10, pp. 1004–1009 (2013)
3. Ferraro, C.: Vacuum-assisted socket suspension in transtibial amputees: preliminary results. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 13, No. 2, pp. 39–42 (2001)

4. Board, W.J.; Street, G.M.; Caspers, C.A.: Vacuum-assisted socket system: effects on residual limb volume. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 13, No. 2, pp. 11–22 (2001)
5. Hoskins, R.D.; et al.: Managing residual limb volume in transtibial amputees using vacuum-assisted suspension: case series. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 38, No. 5, pp. 403–408 (2014)
6. Pitkin, M.: Volume accommodation by vacuum in prosthetic socket design. *Assistive Technology*, Vol. 21, No. 3, pp. 119–124 (2009)
7. Xu, H.; et al.: Vacuum level effects on gait characteristics in unilateral transtibial amputees. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 54, No. 3, pp. 269–280 (2017)
8. Stevens, P.M.; et al.: Transtibial socket design, interface, and suspension: clinical practice guidelines. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 31, No. 3, pp. 172–178 (2019)
9. Youngblood, R.T.; et al.: Effect of vacuum pressure on socket-residual limb interface: mechanical modeling. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 77, pp. 1–9 (2020)
10. Laing, S.; Lee, V.S.; McGrath, M.: Prosthetic socket fit: a systematic review of manufacturing methods. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 52, No. 3, pp. 243–256 (2015)
11. Safari, M.; Meier, M.: Systematic review of elevated vacuum systems in lower limb prosthetics. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 39, No. 6, pp. 442–453 (2015)

Diseño e implementación de un módulo portátil para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales

Design and Implementation of a Portable Module for Multiparametric Monitoring of Vital Signs

Alonso Martínez Cristian Adair¹, Hernández Mazas Diana Paola², Martínez Campos Bryant Joel³, Perez Davila Alan Omar⁴, Sánchez Laguna Yeray Rodrigo⁵
^{1,2,3,4,5} Universidad Politécnica del Valle de México. CP 54910, Tultitlán, Edo de Mex.
¹ cristian.almartinez@upvm.edu.mx, ²diana.hernandez.mazas@upvm.edu.mx,
³bryant.martinez.campos@upvm.edu.mx, ⁴alan.perez.davila@upvm.edu.mx,
⁵yeray.sanchez.laguna@upvm.edu.mx

Resumen. El presente trabajo describe el diseño e implementación de un módulo portátil de bajo costo para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales, integrando saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca, temperatura corporal y presión arterial. El sistema incorpora sensores MAX30102, MLX90614 y SparkFun Qwiic MicroPressure, controlados mediante un microcontrolador ESP32 S3 N8R2. El diseño mecánico se optimizó con simulaciones en ANSYS y fabricación en impresión 3D, mientras que la arquitectura electrónica incluyó cálculos de consumo energético y validación de estabilidad mediante reguladores de voltaje. El firmware desarrollado en Arduino IDE permitió el procesamiento digital y visualización en tiempo real mediante pantalla TFT. Las pruebas experimentales en 20 voluntarios mostraron una precisión superior al 95% respecto a equipos clínicos de referencia y una autonomía de 3–10 horas. Estos resultados evidencian la viabilidad técnica del prototipo y su potencial aplicación en entornos clínicos, de telemedicina y atención primaria con recursos limitados.

Abstract. This study presents the design and implementation of a low-cost portable module for multiparametric monitoring of vital signs, including oxygen saturation, heart rate, body temperature, and blood pressure. The system integrates MAX30102, MLX90614, and SparkFun Qwiic MicroPressure sensors, managed by an ESP32 S3 N8R2 microcontroller. Mechanical design was optimized through ANSYS simulations and 3D printing, while the electronic architecture involved energy consumption calculations and stability validation with voltage regulators. Firmware developed in Arduino IDE enabled digital signal processing and real-time visualization via a TFT display. Experimental tests on 20 volunteers demonstrated accuracy above 95% compared with certified clinical devices, along with battery

autonomy ranging from 3 to 10 hours depending on operating mode. These findings confirm the technical feasibility of the prototype and highlight its potential application in clinical environments, telemedicine, and primary healthcare settings with limited resources.

Palabras Clave: Dispositivos biomédicos; Ingeniería mecatrónica; Monitoreo multiparamétrico; Signos vitales; ESP32; Telemedicina.

1 Introducción

La monitorización de signos vitales constituye un elemento esencial en la práctica clínica, tanto en escenarios hospitalarios como en entornos extrahospitalarios y de atención primaria. Parámetros como la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, la presión arterial y la temperatura corporal proporcionan información crítica sobre el estado fisiológico del paciente, permitiendo diagnósticos oportunos y la toma de decisiones rápidas en situaciones de urgencia [1]. La evolución tecnológica de los dispositivos biomédicos ha impulsado el desarrollo de sistemas portátiles y de bajo costo, capaces de realizar mediciones simultáneas con un grado de precisión comparable a los equipos de referencia utilizados en hospitales [2,3].

A pesar de los avances, la mayoría de los dispositivos comerciales presenta limitaciones en portabilidad, integración de parámetros y accesibilidad económica, lo que restringe su aplicación en contextos de telemedicina, brigadas de salud y situaciones de emergencia [4]. En este marco, la ingeniería mecatrónica aplicada al sector biomédico permite integrar sensores de alta precisión, microcontroladores de última generación y diseños ergonómicos para ofrecer soluciones confiables y asequibles [5].

El presente trabajo describe el diseño, implementación y validación preliminar de un módulo portátil basado en el microcontrolador ESP32 S3 N8R2, capaz de registrar de manera simultánea cuatro signos vitales. El dispositivo combina sensores de oximetría y frecuencia cardíaca (MAX30102), temperatura sin contacto (MLX90614) y presión arterial (SparkFun Qwiic MicroPressure), integrados en un sistema compacto, alimentado por batería y con una interfaz gráfica intuitiva. La propuesta busca responder a la necesidad de equipos médicos que conjuguen precisión, rapidez y facilidad de uso, contribuyendo a mejorar el acceso al monitoreo de la salud en escenarios clínicos y de campo.

2 Estado del arte

La medición de signos vitales ha evolucionado de manera notable desde los primeros intentos rudimentarios en la época del Renacimiento (siglo XV a XVI) cuando Galileo Galilei crea junto a sus discípulos el primer termómetro, así como el primer baumanómetro, con la intención de conocer del mundo y no el cuerpo humano de los siglos XVI y XVII,

más adelante en 1611 Santorio Santorio incorporó escalas graduadas al termómetro para uso médico y Stephen Hales midió por primera vez la presión arterial en animales mediante cánulas [6]. Posteriormente, William Harvey estableció las bases de la fisiología circulatoria al demostrar la circulación de la sangre y el rol del corazón como bomba central [7]. Estos descubrimientos sentaron las bases para la instrumentación biomédica moderna.

La medición de la saturación de oxígeno en la sangre ha sido históricamente un desafío para la práctica médica. En sus inicios, los clínicos solo podían inferir la hipoxemia a partir de signos y síntomas inespecíficos, como disnea o cambios en la coloración de la piel, sin contar con un parámetro cuantitativo directo. El avance decisivo se produjo en la década de 1940, cuando Glen Millikan desarrolló el denominado oxímetro de oreja, un dispositivo que utilizaba luz roja e infrarroja para detectar los cambios en la sangre capilar auricular (ver Fig. 1). Durante el siglo XX se consolidaron dispositivos como el baumanómetro (William A. Baum, 1915) (ver en la Fig. 2) y el oxímetro de Glen Millikan (1940), que, aunque voluminosos, marcaron el inicio de la monitorización no invasiva de la presión arterial y la saturación de oxígeno [8].

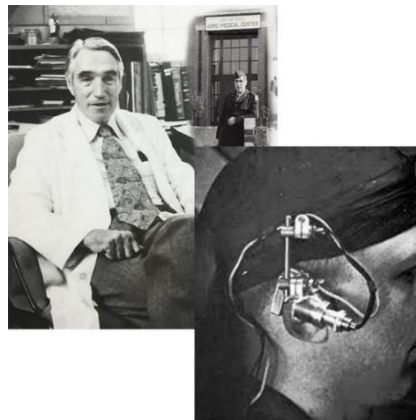


Fig. 1. Se observa el invento del oxímetro de oreja; Glen Millikan y el oxímetro de Glen, se puede apreciar que era muy aparatoso debido a que se tenía que acomodar una linterna con filtro de luz roja y una luz infrarroja para detectar esos cambios de la sangre en la oreja.



Fig. 2. Comparativa histórica de instrumentos para la medición de la presión arterial: en la parte superior, uno de los primeros esfigmomanómetros con columna de mercurio; en la parte inferior, un baumanómetro anerode moderno. La evolución muestra el paso de diseños rudimentarios a dispositivos precisos y no invasivos.

Con el advenimiento de la microelectrónica en la década de 1970, se desarrollaron los primeros termómetros digitales y pulsioxímetros comerciales, abriendo la era de los dispositivos biomédicos portátiles [9].

En la actualidad, la miniaturización de sensores, la conectividad inalámbrica y los algoritmos de procesamiento digital han permitido la creación de sistemas integrados de monitoreo multiparamétrico. Investigaciones recientes destacan la incorporación de sensores ópticos y térmicos en dispositivos compactos, con aplicaciones en telemedicina y monitoreo remoto de pacientes [10,11]. Asimismo, se reporta el uso de microcontroladores como el ESP32 en proyectos biomédicos de bajo costo, por su capacidad de procesamiento, conectividad Bluetooth/Wi-Fi y bajo consumo energético [12].

Comparado con dispositivos comerciales que suelen registrar uno o dos parámetros, los desarrollos más recientes buscan integrar múltiples mediciones en un único sistema portátil, con interfaces gráficas accesibles y autonomía suficiente para su uso continuo [13,14]. No obstante, persisten retos relacionados con la validación clínica, la interoperabilidad con sistemas hospitalarios y la garantía de precisión en condiciones ambientales variables.

En este contexto, el módulo propuesto en este trabajo se inscribe en la tendencia actual de la ingeniería biomédica orientada a la portabilidad y la integración multiparamétrica, aportando un diseño compacto validado experimentalmente que combina robustez mecánica, arquitectura electrónica optimizada y autonomía energética adecuada.

3 Metodología

Para el desarrollo del módulo portátil se empleó una metodología de diseño centrada en la calidad, basada en el enfoque Quality Function Deployment (QFD). Este método permitió traducir las necesidades de los usuarios (personal médico y pacientes) en requisitos técnicos concretos. En una primera etapa se elaboraron las tablas de requerimientos, priorizando criterios como precisión en la medición, facilidad de transporte, autonomía energética y usabilidad de la interfaz.

Posteriormente, se llevó a cabo un análisis funcional que describió la interacción de los subsistemas mecánicos, electrónicos y de software, facilitando la identificación de parámetros críticos de diseño (ver Fig. 3). A la par, se realizó un ejercicio de benchmarking, comparando el módulo propuesto con dispositivos comerciales y prototipos descritos en la literatura, lo que permitió establecer ventajas competitivas en términos de integración multiparamétrica y costo de fabricación [15,16]. Así se obtiene la Casa de la Calidad en forma simplificada para la comparativa de los requisitos respecto a su importancia en términos mensurables (ver Fig. 4).

En la etapa de validación, se definieron pruebas experimentales para cada sensor y se empleó como referencia equipamiento biomédico clínico certificado. Se consideró como criterio de aceptación un margen de error menor al 5%, lo cual se alineó con estándares internacionales de validación de dispositivos médicos portátiles [17,18].

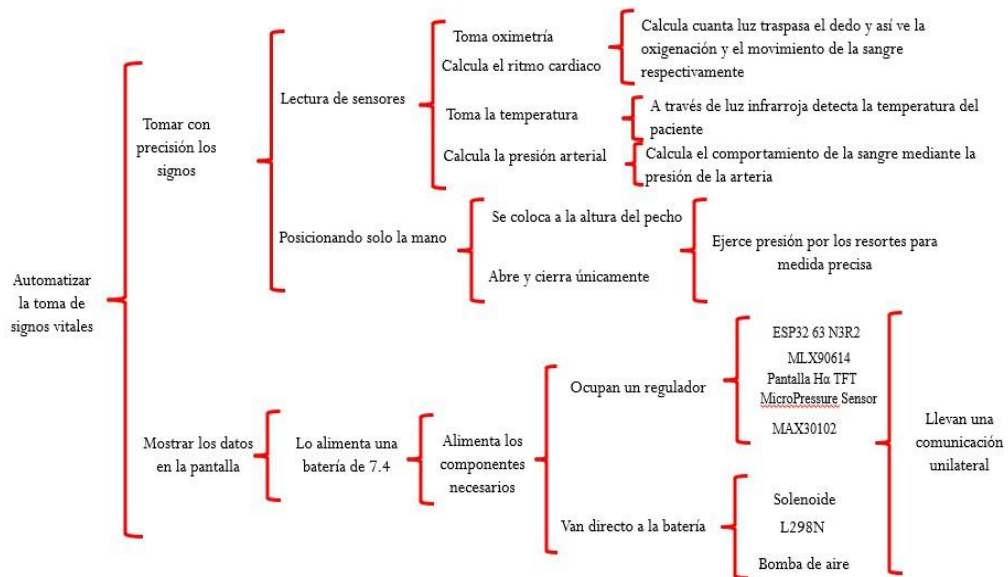


Fig. 3. Se muestra el análisis funcional del módulo.

CALIFICACIÓN		SIGNIFICADO																	
5	Excelente relación																		
4	Mucha relación																		
3	Mediana relación																		
2	Poca relación																		
1	Mínima relación																		
0	Nada de relación																		
REQUERIMIENTOS	PESO RELATIVO	TÉRMINOS MENSURABLES													BENCHMARKING				
		Precio comercial	Temperatura de trabajo	Componentes necesarios	Energía eléctrica	Área de trabajo	Tiempo de disponibilidad de piezas	Resistencia al ambiente	Tiempo de mantenimiento	Costo de mantenimiento	Costo de instalación	Tiempo de vida útil	Nivel de ruido	Instalación del equipo		Tipo de diseño	Tiempo de trabajo	Tiempo de fabricación	
OBLIGATORIOS	Bajo Costo de adquisición del equipo	11.12	5	0	5	3	2	5	1	0	0	0	0	5	0	0	1	0	4
	Ajuste a las condiciones ambientales de operación		1	5	2	0	2	0	3	3	0	0	3	0	0	2	0	0	
	Que sea automatizado	18.51	5	3	5	5	4	2	0	5	0	0	5	0	0	0	0	5	
	Que utilice energía eléctrica		3	3	5	5	1	2	0	5	3	0	5	0	0	0	0	5	
	Que sea de dimensiones necesarias		2	0	0	0	5	0	0	2	0	0	0	0	0	0	3	2	
	Use refacciones comerciales		0	0	2	0	0	5	0	5	5	0	0	0	0	0	4	5	
	Que sea fácil de fabricar	22.23	3	0	0	0	2	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	
	Fácil de mantenimiento		3	0	3	2	2	3	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	
	Bajo costo de mantenimiento		3	0	3	1	0	3	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0	
	Fácil de usar	14.81	5	0	0	3	3	0	0	0	4	0	5	0	0	3	5	3	
DESEABLES	Durable	14.81	1	0	3	0	3	5	2	2	4	0	5	0	0	2	0	0	
	Bajas niveles de ruido		0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
	Optimización del área de trabajo	11.12	2	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	0	0	
	Estético	0	0	1	0	0	2	0	0	0	0	5	0	0	5	5	0	1	
	Que sea fácil de transportar		0	0	0	3	5	0	0	0	0	5	0	0	5	5	5	0	
	Corto tiempo de fabricación	7.4	2	0	1	0	0	5	0	0	4	0	2	0	5	5	0	5	
	Metas de Diseño		\$1,000	menor de 30°C	3 sensores, 7 componentes	4 horas de uso continuo	35cm x 20cm	10 días	Limpieza de poco dificultad	3 horas	\$400 máximo	5 kilos, 35cm x 20cm	4 años	20 decibeles	portátil	Moderno	1 minuto para dar valores	15 días	

Fig. 4. Casa de la Calidad en forma resumida.

4 Desarrollo del sistema

El diseño mecánico tuvo como objetivo garantizar la seguridad del usuario y la ergonomía del dispositivo. Se optó por un sistema de doble carcasa fabricada en PTEG mediante impresión 3D, que alojó los sensores y evitó el contacto directo con componentes eléctricos. En la Fig. 5 se muestra una perspectiva en 3D del módulo final ensamblado, este cumple con los requerimientos necesarios para lograr el objetivo planteado, siendo este un modelo compacto y portátil.

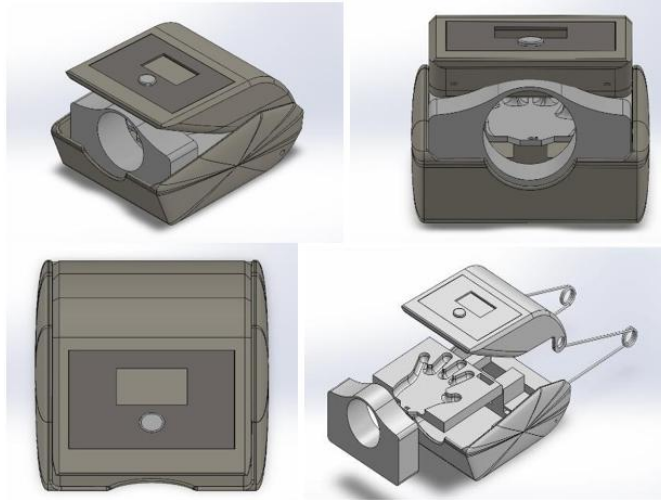


Fig. 5. Modelado en 3D del módulo portátil para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales.

4.1 Diseño mecánico

El diseño mecánico del módulo portátil se centró en garantizar la seguridad del usuario, la ergonomía y la integridad estructural del sistema embebido. Dado que el dispositivo alberga componentes electrónicos sensibles, se optó por encapsular el conjunto mediante dos carcasas fabricadas por impresión 3D en material PTEG, lo que proporciona resistencia mecánica, aislamiento eléctrico y bajo peso. Este diseño permite ocultar completamente el sistema embebido, evitando posibles accidentes por manipulación o exposición de los circuitos.

Para el mecanismo de ajuste y sujeción se implementó un sistema de cierre a presión accionado por un resorte helicoidal de torsión, que posibilita la apertura controlada del módulo y el contacto estable de los sensores sobre la superficie de la mano del usuario. El resorte fue diseñado específicamente para ofrecer la presión suficiente que garantiza lecturas precisas sin comprometer la comodidad ni generar fatiga muscular durante su uso prolongado.

4.1.1 Selección del material

Se seleccionó acero inoxidable AISI 316, una aleación austenítica ampliamente utilizada en aplicaciones médicas e industriales por su alta resistencia a la corrosión y excelente desempeño mecánico. Sus principales propiedades son:

- Resistencia a la tracción: 580 MPa
- Densidad: 8 g/cm³
- Temperatura de fusión: 1385 °C
- Coeficiente de Poisson: 0.3

El resorte diseñado presentó las siguientes dimensiones:

- Diámetro medio: 42.62 mm
- Diámetro del alambre: 4.76 mm
- Número de espiras activas: 3
- Análisis y cálculos de diseño

4.1.2 Análisis y cálculos de diseño

El cálculo del resorte se realizó considerando las condiciones de carga y geometría del módulo, así como el peso de la carcasa. El Módulo de rigidez (G) se obtiene a partir del módulo de elasticidad (E) y el coeficiente de Poisson (ν):

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (1)$$

El esfuerzo torsional máximo (τ_{max}) que actúa sobre la espira del resorte se determina mediante:

$$\tau_{max} = \frac{16TD}{\pi d^3} \quad (2)$$

donde:

T: es el momento torsor aplicado,

D: el diámetro medio del resorte,

d: el diámetro del alambre.

La deformación unitaria máxima debida a la torsión se expresa como:

$$\gamma_{max} = \frac{TD}{JG} \quad (3)$$

donde J representa el momento polar de inercia:

$$J = \frac{\pi d^4}{32} \quad (4)$$

El radio medio del resorte ($R = D/2$) permite definir la constante de torsión mediante:

$$K_t = \frac{Gd^4}{10.8Dn} \quad (5)$$

La relación entre la deformación angular (θ) y el momento torsor se expresa según la ley de Hooke:

$$\theta = \frac{TL}{JG} \quad (6)$$

donde L corresponde a la longitud del alambre en la zona activa del resorte.

La deformación angular en función del par aplicado

$$\theta_{max} = \frac{TDn}{JG} \quad (7)$$

4.1.2 Validación con simulación de elemento finito

Con el objetivo de corroborar la validez de los cálculos teóricos, se realizó una simulación estructural del resorte mediante ANSYS Workbench, considerando una carga máxima de torsión de 1.2 N·m. En la simulación se aplicaron las condiciones de contorno correspondientes al anclaje del resorte y al punto de aplicación de la fuerza, observándose una deformación angular homogénea y un factor de seguridad superior a 2.0, lo que garantiza su funcionamiento estable dentro del rango elástico del material.

La Fig. 6 muestra la distribución de esfuerzos obtenida en la simulación. Se aprecia que la zona de mayor concentración de tensiones se localiza en el extremo externo del resorte, coincidiendo con el punto donde se aplica la fuerza de apertura. Este resultado confirma la exactitud de los cálculos analíticos y la correcta elección de parámetros geométricos.

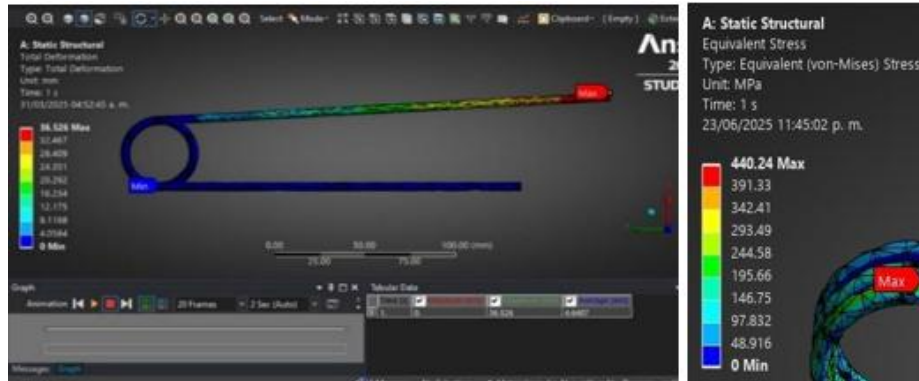


Fig. 6. Análisis de elemento para obtener el esfuerzo máximo del resorte que se va a emplear.

4.2 Arquitectura electrónica

El diseño electrónico del módulo portátil se estructuró con base en la integración de sensores biomédicos de alta precisión, un microcontrolador de arquitectura dual y un sistema de alimentación autónomo, asegurando confiabilidad, bajo consumo energético y compatibilidad con comunicación digital estándar (I²C).

4.2.1 Selección e integración de sensores

La selección de los sensores se realizó considerando su disponibilidad comercial, precisión, facilidad de integración y bajo consumo de energía, factores esenciales para el diseño de sistemas biomédicos portátiles [8–10].

a) Sensor MAX30102

El MAX30102 (Fig. 7) combina un pulsioxímetro y un fotopletismógrafo (PPG), permitiendo la medición simultánea de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno (SpO₂). Opera a 3.3 V con una precisión de ± 2 %. Su principio de funcionamiento se basa en la absorción diferencial de luz a dos longitudes de onda (660 nm y 880 nm):

- El LED rojo (660 nm) detecta la hemoglobina desoxigenada.
- El LED infrarrojo (880 nm) detecta la hemoglobina oxigenada.

El fotodiodo receptor mide la cantidad de luz reflejada por los vasos sanguíneos, generando una señal pulsátil proporcional al flujo sanguíneo. Esta señal analógica es digitalizada

mediante un ADC Delta-Sigma de 16 bits y transmitida al microcontrolador vía interfaz I²C.

Especificaciones principales del MAX30102:

- Alimentación: 3.3 – 5 V
- Corriente típica: 60 mA
- Potencia máxima: 0.3 W
- Tipo de detección: PPG (reflexión de luz)
- Interfaz: I²C
- Dimensiones: 21 mm × 15 mm
-

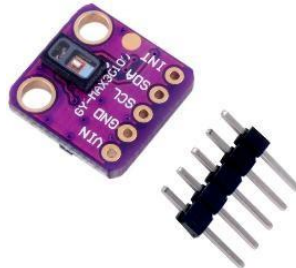


Fig. 7. Sensor óptico MAX30102 empleado para la medición de SpO₂ y frecuencia cardíaca.

b) Sensor MLX90614

El MLX90614 (Fig. 8) es un sensor de temperatura infrarroja (IR) de medición sin contacto, basado en la detección de radiación térmica emitida por los cuerpos. Su uso es común en aplicaciones médicas y automatización biomédica. Opera con una tensión de 5.0 V ± 5 %, con resolución de 0.02 °C y consumo de corriente de 1.5 mA (modo activo) o 0.02 mA (modo de bajo consumo).

El principio de medición se fundamenta en la Ley de Stefan–Boltzmann, donde la potencia radiante (P) emitida por un cuerpo negro es proporcional a la cuarta potencia de su temperatura absoluta (T):

$$P = \varepsilon\sigma AT^4 \quad (8)$$

donde ε es la emisividad del material, $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$ constante de Stefan-Boltzmann y A el área efectiva del sensor.



Fig. 8. Sensor infrarrojo MLX90614 empleado para la medición de temperatura corporal sin contacto.

c) Sensor SparkFun Qwiic MicroPressure

El SparkFun Qwiic MicroPressure (Fig. 9) mide presión diferencial en un rango de 0–25 psi y se conecta a un brazalete inflable para estimar la presión arterial. Su voltaje de operación recomendado es de 3.3 V y su consumo de corriente típico es de 43.8 mA. La relación entre potencia y corriente de operación se obtiene de:

$$P = V \times I \tag{9}$$

de:

ya la resistencia equivalente del sensor puede calcularse con la Ley de Ohm:

$$R = \frac{V}{I} \tag{10}$$

donde V es el voltaje aplicado y I la corriente medida.



Fig. 9. Sensor SparkFun Qwiic MicroPressure utilizado para la medición de presión arterial mediante brazalete inflable.

4.3 Programación e interfaz

La programación se realizó en Arduino IDE, implementando lectura I²C a 100 Hz, filtrado digital con media móvil (10 muestras) y un algoritmo de detección de picos adaptativo para el cálculo del pulso. Los datos se desplegaron en una pantalla TFT ST7796S de 2.8", con

menú interactivo que muestra los cuatro parámetros vitales y genera alertas visuales cuando los valores exceden rangos fisiológicos de referencia.

El sistema fue diseñado bajo un esquema modular que permite futuras actualizaciones, como la incorporación de algoritmos de inteligencia artificial para predicción de riesgo o la transmisión remota de datos a plataformas de telemedicina.

Se realizó el diagrama de conexiones eléctricas que se ocupó para elaborar el circuito físico que se implementará en el módulo; dicho diagrama fue realizado a través del software de Proteus que se puede apreciar en la imagen (Fig. 10).

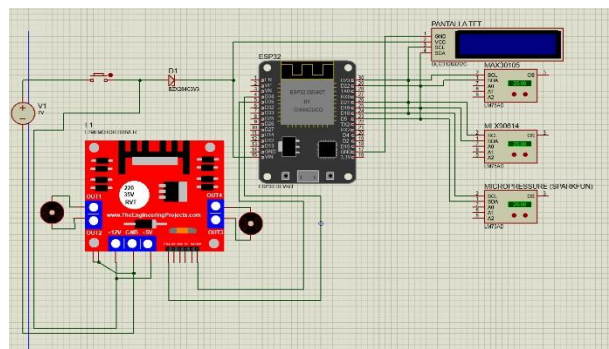


Fig. 11. Esquema del circuito empleado para la construcción eléctrica y electrónica del módulo.

Se mostrarán los datos de los parámetros obtenidos mediante el programa de Arduino: Lectura I2C a 100 Hz, filtrado digital (media móvil 10 muestras), se mostrará la detección de pulso por umbral adaptativo en la interfaz gráfica de la pantalla TFT ST7796S 2.8", y un menú en modo polling, que mostrará alertas visuales para valores fuera de rango. (Fig. 11).

la representación de la impresión de los valores de los parámetros obtenidos mediante la lectura de los sensores empleados en el módulo de registro de signos vitales se ejemplificará mediante círculos, especificando en que consiste cada uno; dichos círculos se explicaran a continuación:

1. En esta primera parte de la pantalla, se muestra el resultado de los valores obtenidos por el sensor MAX30102, junto con una leyenda que hace referencia al registro de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre.
2. En el número 2, se muestra el resultado obtenido por el sensor MAX90614 registro de temperatura.
3. En el siguiente espacio, se muestra el resultado obtenido por el sensor SparkFun Micropressure con su leyenda de referencia, la cual refleja la presión arterial.
4. En este apartado se muestra la condición final en la que se encuentra el paciente a partir de los signos vitales obtenidos, mediante la impresión del dato del estatus del paciente.

Esta impresión de resultados muestra los valores numéricos que se obtuvieron de los sensores y va a depender del estado del paciente, es por ello, que, si algún parámetro llega a salir fuera de los rangos normales establecidos, el valor en cuestión se marcará con un símbolo (e) y no un dato numérico, así mismo, en el apartado final (Número 4) mostrará la leyenda “Inestable”, lo que indicará que el paciente deberá de corroborar con otros dispositivos o bien otros análisis más específicos la situación del paciente.

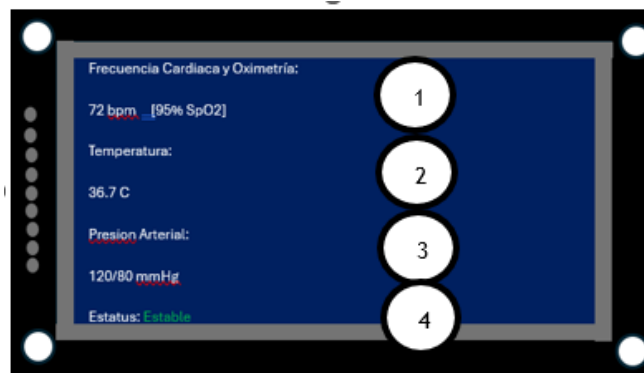


Fig. 11. Muestreo de la impresión de valores obtenidos de la lectura de los sensores y como se mostrarán en la pantalla TFT del módulo.

5 Resultados

La validación preliminar del módulo se realizó comparando sus mediciones con dispositivos biomédicos de referencia certificados en clínica. Se evaluaron 20 voluntarios sanos (10 hombres y 10 mujeres, rango de edad 20–35 años). Los parámetros registrados incluyeron saturación de oxígeno (SpO₂), frecuencia cardíaca, temperatura corporal y presión arterial.

Los resultados demostraron que el dispositivo alcanzó una precisión superior al 95% respecto a los equipos de referencia, con un margen de error máximo de $\pm 2\%$ en la SpO₂, ± 1 °C en temperatura, ± 3 mmHg en presión arterial y ± 3 lpm en frecuencia cardíaca. La autonomía del sistema varió entre 3 y 10 horas, dependiendo del modo de operación (activo o en espera), lo que coincide con lo estimado en los cálculos de consumo energético.

La interfaz gráfica mostró una respuesta clara y accesible: los parámetros fuera de rango fisiológico se identificaron con alertas visuales y simbología diferenciada. Además, el sistema fue capaz de procesar y mostrar los resultados en tiempo real con una latencia inferior a 200 ms, lo que garantiza un monitoreo eficaz.

6 Discusión

Los hallazgos confirman la viabilidad técnica del módulo como una alternativa compacta, económica y confiable para la medición simultánea de signos vitales. En comparación con los dispositivos comerciales tradicionales, que suelen registrar uno o dos parámetros, este prototipo logra integrar cuatro mediciones en un único sistema portátil, manteniendo precisión y facilidad de uso.

Estudios recientes destacan la importancia de la monitorización multiparamétrica portátil en entornos de atención remota y emergencias médicas, ya que permite una evaluación integral del estado clínico en menos tiempo [20,21]. El presente módulo cumple con esta tendencia, aportando una herramienta que puede facilitar tanto la labor del personal de salud como la autogestión del paciente en contextos de telemedicina.

Asimismo, la validación de precisión dentro de los estándares de la OMS e ISO respalda la factibilidad de su futura homologación como dispositivo médico [22]. Sin embargo, se identifican áreas de mejora, como la miniaturización del sistema de inflado del brazalete y la optimización del consumo energético mediante algoritmos de gestión avanzada de energía.

En la literatura reciente se reporta el uso de microcontroladores de bajo consumo y conectividad inalámbrica para transmisión en tiempo real a plataformas en la nube y aplicaciones móviles [23,24]. Integrar esta funcionalidad en el módulo desarrollado permitiría extender su aplicación hacia la telemonitorización domiciliaria y el seguimiento de pacientes con enfermedades crónicas, como hipertensión o insuficiencia cardíaca.

Finalmente, este desarrollo representa un ejemplo del potencial de la ingeniería mecatrónica aplicada al sector biomédico, al articular componentes mecánicos, electrónicos y de software en un producto orientado a la salud. La evidencia obtenida sugiere que el prototipo puede convertirse en una alternativa accesible para entornos clínicos con recursos limitados, así como en escenarios de atención móvil y comunitaria.

7 Conclusiones

El desarrollo de este módulo portátil para la medición simultánea de signos vitales representa una aplicación concreta de la ingeniería mecatrónica en el ámbito biomédico, orientada a mejorar la eficiencia en la evaluación clínica. Los resultados obtenidos mostraron una precisión superior al 95 % respecto a dispositivos de referencia, confirmando la viabilidad técnica del prototipo.

La integración de sensores biomédicos (oximetría, frecuencia cardíaca, temperatura y presión arterial) con un microcontrolador ESP32 S3 N8R2 y una interfaz gráfica amigable constituye una solución innovadora para entornos de atención médica en campo, hospitales con recursos limitados y programas de telemedicina. Además, la autonomía energética de

3 a 10 horas lo posiciona como una alternativa práctica y accesible frente a equipos más costosos.

Agradecimientos. Al cuerpo docente de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Politécnica del Valle de México por su acompañamiento, asesorías técnicas y metodológicas.

Referencias

1. Majumder, S.; Chen, L.; Marinov, O.; Okyere, S.; Chen, C.-H.; Mondal, T.: Noncontact wearable wireless biosensors for mobile health: Current status and future directions. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 16, pp. 14-31 (2023)
2. Luo, N.; Yang, S.; Zhang, Y.; Fu, Y.: Recent progress of portable and wearable systems for health monitoring. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Vol. 9, 642198 (2021)
3. Ghamari, M.; Soltanpur, C.; López, A.; Sereika, S.; Ostadabbas, S.: Smart wearable sensors for remote health monitoring and self-management. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020, 6119072 (2020)
4. Zhang, Z.; Zhao, Y.; Wang, Y.; Li, J.: Advances in portable medical devices for vital signs monitoring. *Sensors*, Vol. 21, 6821 (2021)
5. Aliverti, A.: Wearable technology: role in respiratory health and disease. *Breathe*, Vol. 16, No. 2, pp. 1-12 (2020)
6. Hernández, J.: La invención del termómetro clínico, una herramienta esencial. *Historia National Geographic*. https://historia.nationalgeographic.com.es/a/invencion-termometro-clinico-herramienta-esencial_12257 (2022)
7. Ceconi, C.; Guardigli, G.; Rizzo, P.; Francolini, G.; Ferrari, R.: The heart rate story. *European Heart Journal Supplements*, Vol. 13, Suppl C, C4-C13 (2011)
8. Dean, K.Z.; Zhao, D.Z.; Ganti, L.: History and social implications of the pulse oximeter. *National Library of Medicine*. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11439841/> (2025)
9. Girodmedical: Historia del tensiómetro. https://www.girodmedical.es/blog_es/historia-del-tensiometro/ (2019)
10. Park, J.; Kim, H.; Shin, S.; Jeon, J.: Integration of multi-sensor platforms for real-time vital signs monitoring. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 22, No. 18, pp. 17652-17661 (2022)
11. Rachim, V.P.; Chung, W.-Y.: Wearable noninvasive biosensors for healthcare monitoring. *Journal of Healthcare Engineering*, Vol. 2021, Article ID 9913920 (2021)
12. Fuentes-Hernández, S.; López, M.; Martínez, J.; Vega, R.: Low-cost ESP32-based system for multiparameter patient monitoring. *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 75, 103550 (2022)
13. Lee, H.; Yoon, H.; Kim, J.: Portable multi-biosignal acquisition systems for point-of-care monitoring. *IEEE Access*, Vol. 9, pp. 10123-10133 (2021)
14. Karthik, S.; Mahadevan, S.; Raghavan, P.: Advances in embedded biomedical systems for real-time health monitoring. *Biomedical Engineering Letters*, Vol. 12, pp. 267-280 (2022)
15. Rachim, V.P.; Chung, W.-Y.: Wearable noninvasive biosensors for healthcare monitoring. *Journal of Healthcare Engineering*, Vol. 2021, Article ID 9913920 (2021)
16. Park, J.; Kim, H.; Shin, S.; Jeon, J.: Integration of multi-sensor platforms for real-time vital signs monitoring. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 22, No. 18, pp. 17652-17661 (2022)

17. World Health Organization: Technical specifications for automated non-invasive blood pressure measuring devices. WHO Press (2020)
18. International Organization for Standardization (ISO). ISO 80601-2-61: Particular requirements for basic safety and essential performance of pulse oximeter equipment. ISO (2023)
19. Fuentes-Hernández, S.; López, M.; Martínez, J.; Vega, R.: Low-cost ESP32-based system for multiparameter patient monitoring. *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 75, 103550 (2022)
20. Lee, H.; Yoon, H.; Kim, J.: Portable multi-biosignal acquisition systems for point-of-care monitoring. *IEEE Access*, Vol. 9, pp. 10123-10133 (2021)
21. Karthik, S.; Mahadevan, S.; Raghavan, P.: Advances in embedded biomedical systems for real-time health monitoring. *Biomedical Engineering Letters*, Vol. 12, pp. 267–280 (2022)
22. International Electrotechnical Commission (IEC). IEC 60601-1: Medical electrical equipment – General requirements for basic safety and essential performance. IEC (2020)
23. Zhang, Z.; Zhao, Y.; Wang, Y.; Li, J.: Advances in portable medical devices for vital signs monitoring. *Sensors*, Vol. 21, 6821 (2021)
24. Chen, T.; Wang, R.; Xu, L.; Liu, J.: IoT-enabled wearable systems for continuous health monitoring: Design and implementation. *IEEE Internet of Things Journal*, Vol. 10, No. 2, pp. 1470-1481 (2023)

Diseño Personalizado de Prótesis Parcial de Mano Basada en un Mecanismo de Cuatro Barras

Customized Design of a Partial Hand Prosthesis Based on a Four-Bar Mechanism

Jazmín Cecilia Escobar Sánchez¹, Ariel Fuerte Hernández², Juan Campos Puentes³,
Carlos Alberto González Rodríguez⁴, Martha Angélica García Olivo⁵

^{1,2,3,4}Universidad Politécnica del Valle de México, 54910, Tultitlán, Estado de México

⁵Tecnológico de Estudios Superiores de Cuautitlán Izcalli, 54740, Cuautitlán Izcalli, Estado de México.

¹jazmin.escobar.sanchez@upvm.edu.mx, ²ariel.fuerte@upvm.edu.mx,
³juan.campos.puentes@upvm.edu.mx, ⁴carlos.gonzalez@upvm.edu.mx,
⁵martha.go@cuautitlan.tecnm.mx

Resumen. Esta investigación se centra en el diseño de una prótesis parcial de mano que comprende los cinco dedos, destinada a un paciente que perdió las falanges a causa de un accidente laboral. El desarrollo del dispositivo se basó en el estudio anatómico del miembro residual y en la aplicación de diversas técnicas, incluyendo el moldeo tradicional con escayola, el escaneo tridimensional del miembro residual y la elaboración de un molde positivo en yeso. Asimismo, se incorporó la cinemática de mecanismos de cuatro barras y se empleó tecnología aditiva mediante impresión 3D para la fabricación y evaluación funcional del prototipo.

Abstract. This research is primarily based on the design of a partial hand prosthesis, specifically for the five fingers, intended for a patient who lost the phalanges in a workplace accident. It is grounded on the study of the anatomy of the residual limb and employs traditional molding with plaster, three-dimensional scanning of the residual limb, and a positive plaster mold. Additionally, it applies the kinematics of four-bar mechanisms and uses additive manufacturing (3D printing) technology to conduct tests and verify its functionality.

Palabras Clave: Prótesis, dedos, mecanismo, escaneo, tridimensional

1 Introducción

En los últimos años, los avances tecnológicos han impulsado el desarrollo de una amplia variedad de prótesis de mano, contribuyendo significativamente a mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido amputaciones en diferentes niveles, como por encima o por debajo del codo, así como amputaciones parciales de la mano. La amputación de dedo es una de las pérdidas más comunes entre los pacientes que requieren prótesis. Sin embargo, la mayoría de las prótesis disponibles están diseñadas para manos completas, mientras que las prótesis parciales, aunque menos frecuentes, a menudo no son personalizadas, lo que impide un ajuste óptimo al usuario. El objetivo principal de esta investigación es diseñar una prótesis parcial de mano, personalizada y funcional, que abarque específicamente los cinco dedos, garantizando así un mejor ajuste y una mayor eficacia en el uso diario.

En este estudio, la anatomía del miembro residual se replicó mediante la toma de un molde utilizando la técnica tradicional con escayola. Posteriormente, se fabricó un molde positivo que conservó tanto las dimensiones como la anatomía del paciente, el cual fue escaneado para generar una imagen tridimensional computarizada. A partir de las dimensiones obtenidas, se diseñó una prótesis de dedos que se ajusta de manera personalizada al usuario, permitiendo una transmisión mecánica eficiente del movimiento. Este diseño asegura que se pueda alcanzar la posición deseada (apertura total o cierre completo), proporcionando al usuario un mayor control durante sus actividades cotidianas, como el agarre puntual, cilíndrico y en suspensión. Además, se empleó un análisis cinemático para evaluar la movilidad funcional de la prótesis.

2 Metodología

La pérdida o amputación de los dedos representa un gran porcentaje en comparación con las amputaciones de miembros superiores. La limitación física se ve afectada, además de causar complicaciones del tipo psicológico debido a las diferencias con otras personas [1]. Existe una gran importancia en tener conocimiento que las prótesis deben ajustarse perfectamente a la movilidad del usuario, por lo que se clasifican en tres categorías principales [2-3].

1. Prótesis con fines únicamente estéticos
2. Prótesis de alimentación externa
3. Prótesis accionadas por el usuario [4-5].

El diseño se basa principalmente en la prótesis accionada por el usuario, mediante un sistema mecánico que proporciona un movimiento más fluido ya que es muy similar al de la mano, tal como se puede apreciar en la Fig. 1.

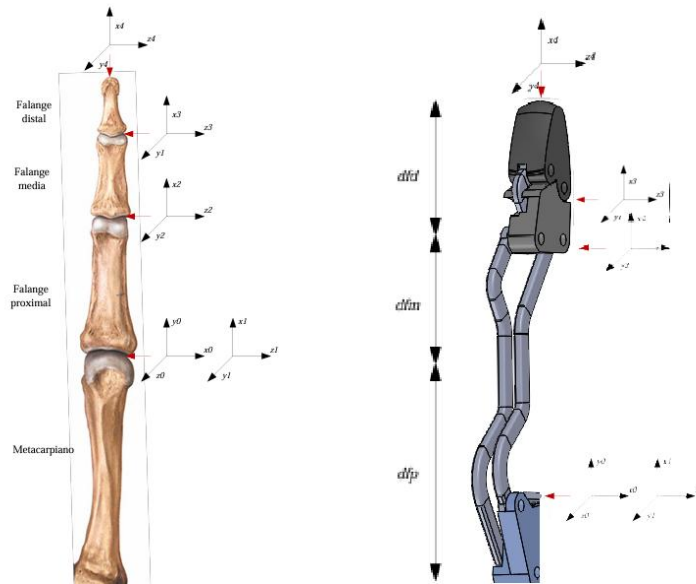


Fig.1. Estructura de un dedo humano y prótesis.

Es fundamental comprender la anatomía de la mano, ya que constituye en el diseño de una prótesis de dedo funcional. El soporte principal de la mano lo proporciona su estructura ósea, destacando las falanges como los elementos clave de los dedos. Estas se dividen en tres partes: la falange distal (FD), la falange media (FM) y la falange proximal (FP), siendo cada una de ellas de longitud variable [6].

2.1 Evaluación del paciente y toma del molde

Cada prótesis comienza con la toma de un molde de la mano del paciente mediante técnicas tradicionales (escayola) obteniendo un molde negativo, posteriormente se obtiene un molde positivo con la forma exacta del muñón. Este molde se escanea mediante tecnología 3D para obtener una geometría digital precisa que sirve de base en el diseño de la prótesis personalizada, siendo visible en la Fig. 2 [7].



Fig. 2. Toma de Molde y Escaneo tridimensional del modelo, conservando sus condiciones anatómicas del paciente.

2.2 Diseño paramétrico

Con el modelo 3D computarizado, se realiza el diseño personalizado de la prótesis, como se muestra en la Fig. 3. La interfaz de la prótesis con el muñón o base anatómica se adapta perfectamente gracias al escaneo previo. Se propone el mecanismo de la prótesis, como se hizo mención se aplica un mecanismo de 4 barras articuladas optimizadas para simular el movimiento natural de la flexión y extensión [8].

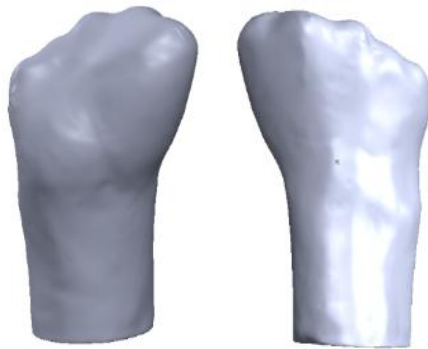


Fig. 3. Modelo tridimensional del molde.

2.3 Cinemática del mecanismo

Se propone un mecanismo de 4 barras cruzado (forma de *X*) en la articulación principal del dedo que es la metacarpianofalángica (falange proximal), ya que el sistema cruzado transmite una rotación inversa a las articulaciones y es más adecuado al movimiento de flexión del dedo. Y en la articulación falángica medial un mecanismo convencional de 4 barras, ya que proporciona una rotación en la misma dirección mostrada en la Fig.4 [9].

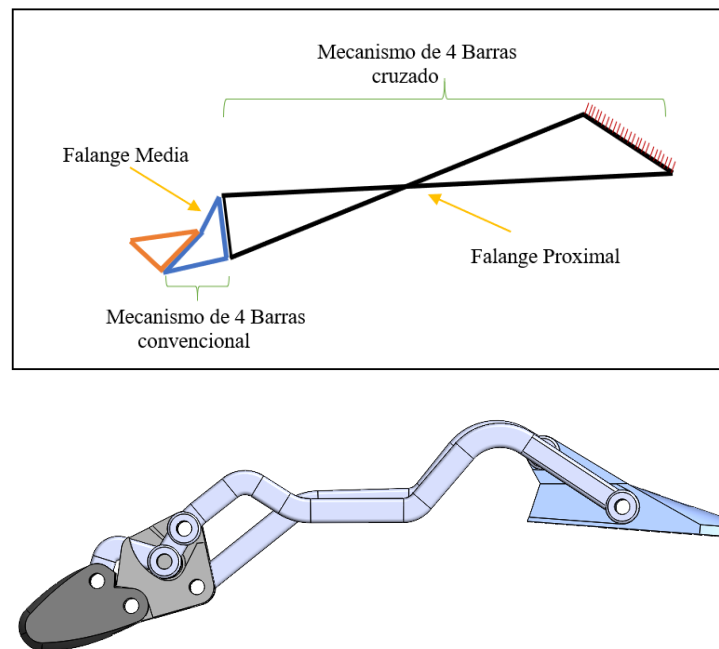


Fig. 4. Mecanismo propuesto para prótesis de dedo.

El análisis cinemático y el análisis dinámico deben resolverse de manera conjunta; sin embargo, a partir de los resultados del análisis cinemático, no es necesario repetir dicho procedimiento en cada iteración. Estos resultados permiten determinar con facilidad las tasas de rotación de las articulaciones. La estructura de eslabones del dedo protésico, compuesta por tres segmentos, se representó en un sistema de coordenadas cartesiano X–Y, como se muestra en la Fig. 5.

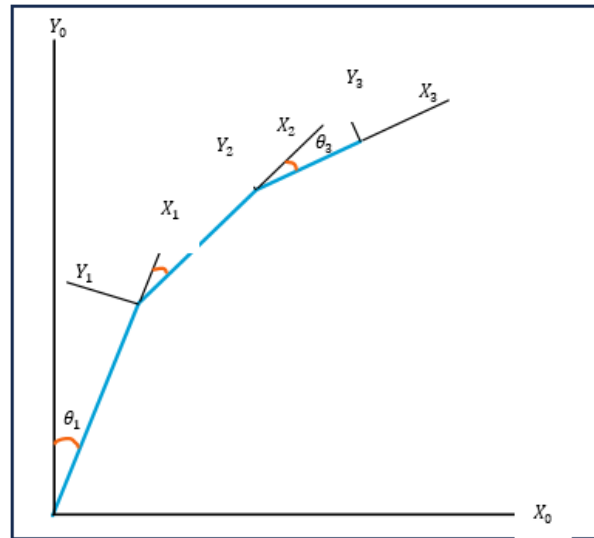


Fig. 5. Estructura de los eslabones conservando las tres falanges.

Los parámetros de Denavit-Hartenberg son una técnica de nomenclatura para expresar la posición y orientación de cada parte de un robot multipartes en relación con el eslabón anterior. Aunque normalmente se necesitan 6 parámetros para expresar la posición y orientación de un objeto en el espacio, las matrices de transformación se pueden calcular fácilmente utilizando 4 parámetros. Estos cuatro parámetros son: longitud del eslabón (a_i), giro del eslabón (α_i), desplazamiento de la articulación (d_i) y ángulo de la articulación (θ_i) [10-11]. Los parámetros de Denavit-Hartenberg para cada parte móvil del dedo protésico se muestran en la Tabla 1. Se asumió que los eslabones son rígidos, por lo tanto, se ignora el giro del eslabón.

Tabla 1. Parámetros de Denavit-Hartenberg

Conexiones	a_i	d_i	θ_i
1	l_1	0	θ_1
2	l_2	0	θ_2
3	l_3	0	θ_3

Al determinar los parámetros del sistema, es posible calcular las matrices de transformación. Estas matrices permiten expresar la posición de cada segmento del dedo protésico en relación con el centro del sistema de coordenadas anterior. Las matrices de

transformación (A_i^{i-1}) se utilizan para vincular el sistema de coordenadas i -ésimo con el sistema de coordenadas precedente. Cada una de estas matrices se determina según la relación $i - 1$ en las ecuaciones correspondientes. Las matrices de transformación para los distintos sistemas de coordenadas están definidas en las ecuaciones (1), (2) y (3).

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & l_1\cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & l_1\sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_2\cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_2\sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & l_3\cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & l_3\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Al expresar la posición y la orientación de cada parte en relación con la parte anterior, se multiplican las matrices de transformación entre sí, y el punto final del dedo protésico puede expresarse en relación con el centro del sistema de coordenadas. Las matrices de transformación expresadas en la ecuación (4), con el nombre T_i^0 , se utilizan para convertir las coordenadas definidas en el sistema i -ésimo en coordenadas definidas en el sistema raíz del modelo [12]. Las ecuaciones 5 y 6 muestran cómo obtener la matriz de transformación hacia las coordenadas del sistema raíz.

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (4)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\cos\theta_1 + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$T_3^0 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Para que la prótesis diseñada pueda reemplazar adecuadamente los dedos y proporcionar una sensación de uso realista, también debe seguir la trayectoria que siguen los dedos humanos durante el agarre. Con el análisis dinámico, deben determinarse las tasas de rotación de las articulaciones.

Cuando se examina el movimiento de agarre, utilizando los resultados del análisis cinemático, el desplazamiento de la punta del dedo en las coordenadas “X” y “Y” puede expresarse mediante las ecuaciones 7 y 8.

$$x = l_{pp} \cos \theta_{MCP} + l_{IP} \cos(\theta_{MCP} + \theta_{PIP}) + l_{DP} \cos(\theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP}) \quad (7)$$

$$y = l_{pp} \sin \theta_{MCP} + l_{IP} \sin(\theta_{MCP} + \theta_{PIP}) + l_{DP} \sin(\theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP}) \quad (8)$$

Los parámetros l_{ip} , l_{pp} y l_{DP} son las longitudes de las falanges; θ_{MCP} , θ_{PIP} , θ_{DIP} son los ángulos articulares. Las longitudes de las falanges se determinan a partir de modelos óseos (dedo índice), mientras que los ángulos articulares se determinarán en esta etapa. Tras definir el movimiento del cuerpo, es crucial simplificar el problema analizando el mecanismo propuesto de cuatro barras.

Es fundamental encontrar las dimensiones de un elemento rotatorio con movimiento alternativo, definido por una función del tiempo o del movimiento de entrada; esto se conoce como generación de función. Para ello, se ha diseñado un eslabonamiento de cuatro barras para generar la función $y = f(x)$, donde “x” representa el movimiento de la manivela de entrada. El eslabonamiento se diseñó para que el movimiento del oscilador de salida se aproxime a “y”. Esto se logró mediante el espaciado de *Chebyshev*, que implica seleccionar puntos de precisión para la síntesis cinemática, minimizando así el error estructural. Considerando que θ_2 y θ_4 son las posiciones angulares de los eslabones 2 y 4 en el mecanismo de cuatro barras, se deben especificar puntos de “x” en el intervalo $0 < x < 1$ para encontrar un mecanismo que cumpla con la relación deseada. La ecuación de *Chebyshev* es [13]:

$$x_j = \frac{1}{2}(x_0 + x_{n+1}) - \frac{1}{2}(x_{n+1} - x_0) \cos\left(\frac{\pi(2j-1)}{2N}\right) \quad (9)$$

Donde $N = 21$ puntos de precisión y $j = 1, 2, 3, \dots, n$. Si θ_2 es la posición angular del eslabón r_2 , y θ_4 es la posición angular del eslabón r_4 , entonces:

$$\theta_4 = f(\theta_2) \quad (10)$$

Donde f es cualquier relación funcional deseada, en este caso, $y = e^x$. Con este espaciado, se identifican los puntos de precisión para θ_2 , buscando un eslabonamiento que cumpla la relación para la síntesis. Aunque pueden existir desviaciones, conocidas como errores estructurales. El espaciado de *Chebyshev* es una primera aproximación, y para mayor exactitud, se pueden realizar ajustes visuales en los puntos de precisión mediante una curva del error estructural contra “ x ”, como en el método de *Freudenstein*. Para formular la ecuación de diseño de *Freudenstein* para la condición de cadena cinemática abierta:

$$x_d = x_1 + r_2 \cos(\theta_2 + \beta) + r_5 \cos \theta_3 \quad (11)$$

$$y_d = y_1 + r_2 \sin(\theta_2 + \beta) + r_5 \sin \theta_3 \quad (12)$$

De las ecuaciones 11 y 12 se pueden establecer las funciones que resuelven la ecuación cinemática de la cadena abierta:

$$F = (x_d - x_1 - r_2 \cos(\theta_2 + \beta))^2 + (y_d - y_1 - r_2 \sin(\theta_2 + \beta))^2 - r_5^2 \quad (13)$$

Posteriormente se obtiene la ecuación cinemática de cadena cerrada:

$$r_4^2 = (r_2 \cos(\theta_2 + \beta) + r_3 \cos(\theta_3 - \alpha) - (x_2 - x_1))^2 + (r_2 \sin(\theta_2 + \beta) + r_3 \sin(\theta_3 - \alpha) - (y_2 - y_1))^2 \quad (14)$$

$$F = (r_2 \cos(\theta_2 + \beta) + r_3 \cos(\theta_3 - \alpha) - (x_2 - x_1))^2 + (r_2 \sin(\theta_2 + \beta) + r_3 \sin(\theta_3 - \alpha) - (y_2 - y_1))^2 - r_4^2 \quad (15)$$

3 Propuesta de mecanismo

El mecanismo propuesto se diseñó utilizando el software *SolidWorks*®, que ofrece herramientas integradas para importar el escaneo tridimensional del miembro residual, facilitando el montaje y ensamblaje de la prótesis de los dedos. En este proceso, se crearon los componentes correspondientes, que se muestra en la Fig. 6 y Fig. 7 [14].

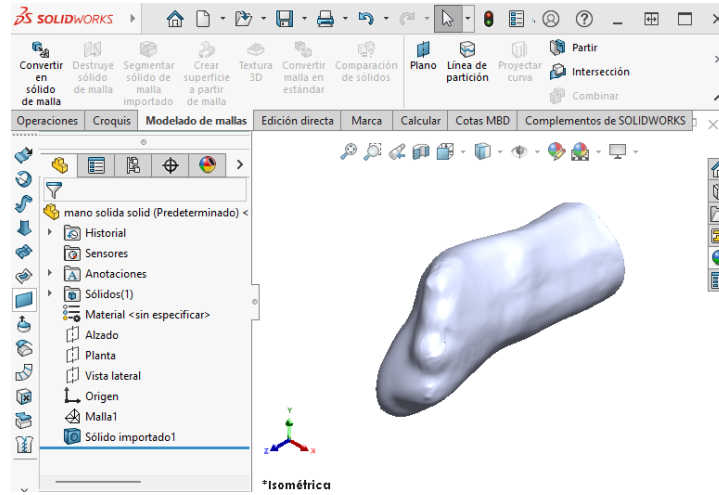


Fig. 6. Importación del miembro residual en formato digital.

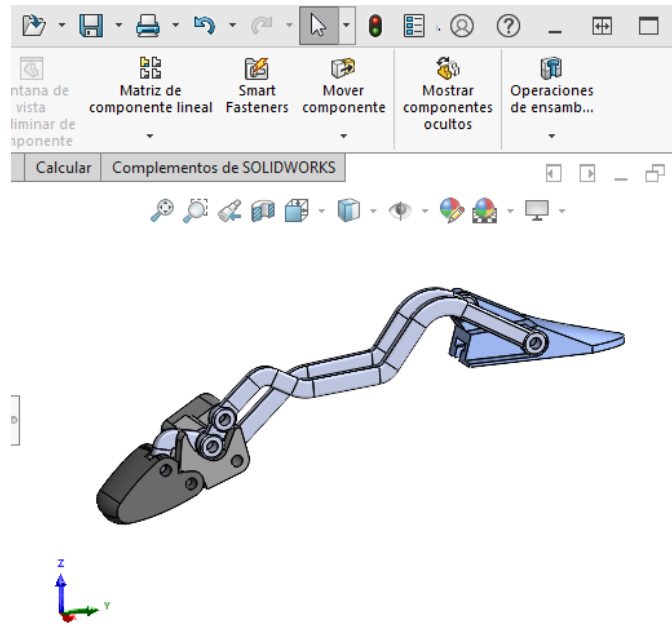


Fig. 7. Mecanismo propuesto de 4 barras.

En la Fig. 8, se realiza un primer ensamblaje funcional para pruebas de ajuste, seguido de ajustes y pruebas de movimiento antes de la entrega al paciente.

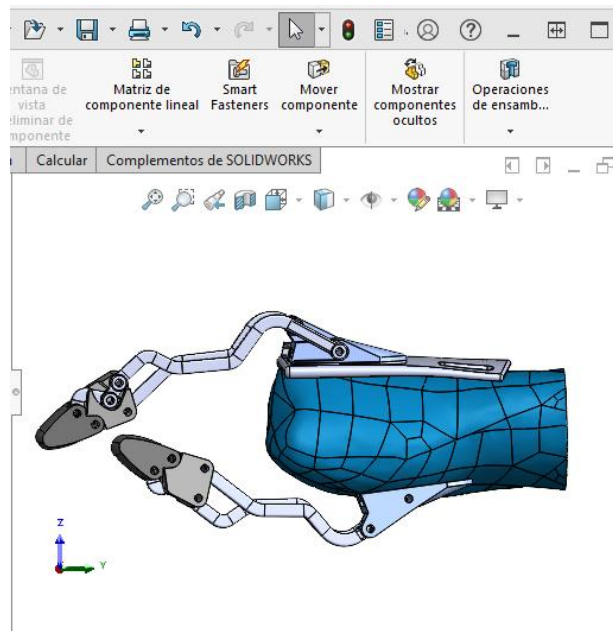


Fig. 8. Ensamble de la prótesis en el miembro residual.

Al finalizar el ensamble de la prótesis se realizan algunos de los agarres principales dentro del mismo *SolidWorks*® para verificar que no exista alguna interferencia entre las piezas, por lo que debe imitar exactamente las partes sólidas de los elementos mecánicos [15]. La prótesis es diseñada para permitir un montaje fácil y el reemplazo de los dedos. Es posible cambiar las piezas de los dedos protésicos y las relaciones articulares, de modo que se puedan diseñar y fabricar dedos adaptados para agarrar objetos de diferentes tamaños. Este diseño adaptable mejora la calidad de vida del usuario, como se puede ver en la Fig. 9.

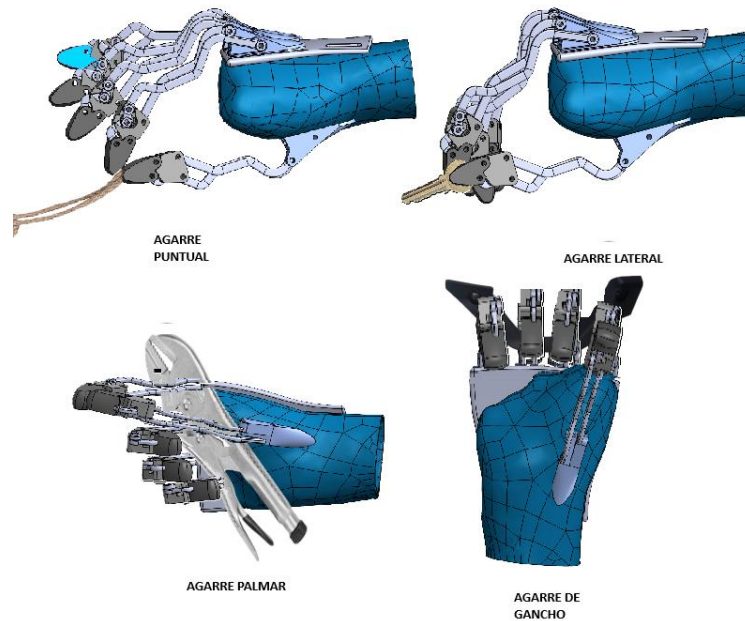


Fig. 9. Prueba de tipos de agarre de la prótesis.

4 Resultados

Tanto la prótesis como el dedo humano poseen tres articulaciones principales (Proximal, Media y distal), la cinemática desarrollada obtiene los parámetros para determinar el espacio de trabajo o trayectoria del dedo protésico propuesto, además se compara con la trayectoria con un dedo humano, mostrando cierta similitud en el movimiento ejercido durante la flexión.

Como ya se mencionó es indispensable realizar puntos de comparación con el dedo índice de un dedo humano. Los espacios de trabajo se ven reflejados en la Fig. 10.

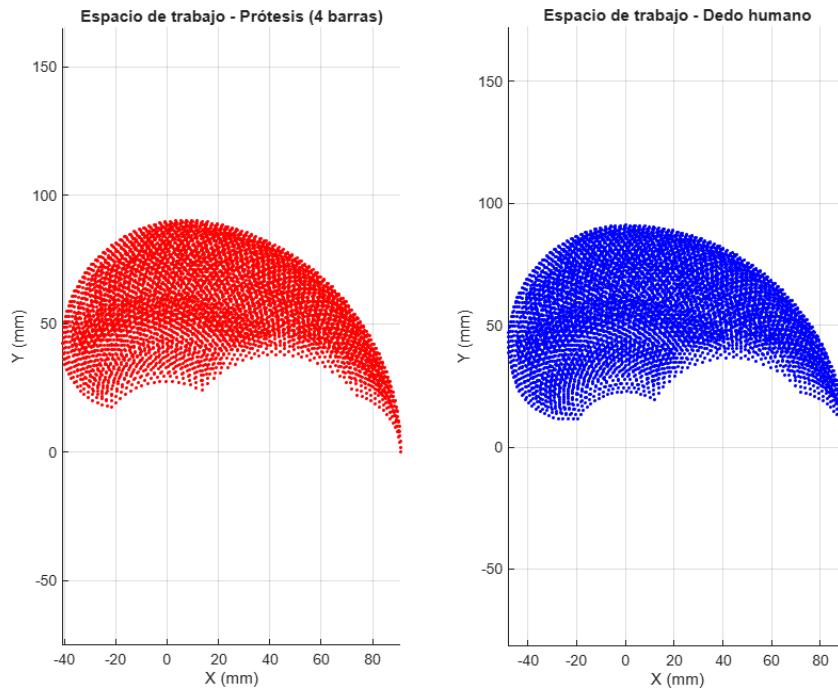


Fig. 10. Espacio de trabajo de la prótesis propuesta vs dedo humano.

5 Conclusiones

En este estudio se desarrolló una prótesis parcial de mano personalizada, diseñada específicamente para la amputación de los cinco dedos a causa de un trauma (accidente laboral). Esta prótesis es accesible y fácil de fabricar utilizando tecnología aditiva de impresión 3D. El proceso de diseño incluyó la toma de un molde tradicional, el escaneo tridimensional y el modelado en un software de diseño. Además, se realizó un análisis cinemático para describir la trayectoria del dedo, garantizar su funcionalidad y asegurar un ajuste óptimo a la mano, mejorando así la capacidad de agarre de objetos de diferentes tamaños.

En estudios futuros, será posible desarrollar modelos protésicos que incluyan todos los dedos de la mano. Una limitación de este estudio es que la prótesis requiere la presencia de la falange proximal para el funcionamiento adecuado, lo que la hace inapropiada para personas que han sufrido la pérdida total del dedo. Para superar esta limitación, se podrían explorar diseños protésicos alternativos. Aunque el diseño actual está pensado para

personas con amputaciones parciales, se han presentado dificultades para reclutar participantes. Además, para mejorar la funcionalidad del modelo, sería beneficioso incorporar el sentido del tacto, utilizando sensores de presión en las puntas de los dedos.

Existen numerosos estudios sobre el diseño de prótesis de mano, en los cuales, con frecuencia, se emplean dimensiones estándar, sin considerar diseños personalizados. Esta aproximación puede dar lugar a resultados imprecisos o no óptimos. La compatibilidad entre la prótesis y la mano es crucial tanto en el contexto de investigaciones científicas como en su aplicación en la vida diaria. En esta investigación, se ha considerado la antropometría del usuario para obtener resultados más precisos y eficientes.

Referencias.

1. Salminger, S.J.; Sturma, M.; Roche, O.; Hruby, L.A.; Hasenoehrl, T.; Aszmann, O.C.: Functional and psychological outcomes of hand and finger replantation versus amputation with prosthetic fitting. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, Vol. 46, No. 2, pp. 186–194 (2021)
2. Young, K.J.; Pierce, J.E.: Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study. *3D Printing in Medicine*, Vol. 5, No. 7, pp. 1–9 (2019)
3. Wahit, M.A.; Ahmad, S.A.; Hamiruce Marhaban, M.; Wada, C.; Izhar, L.I.: 3D printed robot hand structure using four-bar linkage mechanism for prosthetic application. *Sensors*, Vol. 20, No. 15, pp. 4174–4186 (2020)
4. Meier, R.A.; Atkins, L.: *Functional Restoration of Adults and Children with Upper Extremity Amputation*. Demos Medical Publishing, New York (2014)
5. Kannenberg, J.C.K.: Upper-limb prosthetics: evolution and classification. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 43, No. 1, pp. 3–14 (2019)
6. Chiri, A.; Catalano, M.; Bicchi, A.: Current Solutions and Future Trends for Robotic Prosthetic Hands. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, Vol. 6, pp. 145–169 (2023)
7. Paternoster, A.; Lorenzon, L.; Furlan, G.; Gallo, S.; Gruppioni, E.; Mazzoli, A.: From traditional casting to 3D scanning and printing: a hybrid approach for customized upper limb prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 46, No. 1, pp. 76–86 (2022)
8. Bustamante, M.; Vega-Centeno, R.; Sánchez, M.; Mio, R.: A parametric 3D-printed body-powered hand prosthesis based on the four-bar linkage mechanism. *Proceedings of the IEEE 18th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*, pp. 79–85 (2018)
9. Sabry, J.G.; Hadi, N.H.: Mathematical modelling of four-bar mechanisms for prosthetic finger activation. *Advances in Mechanics*, Vol. 10, No. 1, pp. 45–56 (2022)
10. Gopura, R.A.R.C.; Bandara, D.S.V.; Kiguchi, K.; Mann, G.K.I.: Design and kinematic analysis of an anthropomorphic prosthetic hand using the Denavit–Hartenberg parameters. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 13, No. 4, pp. 1–12 (2016)
11. Cortés, C.; Torres, F.; Pulloquina, J.; Rodríguez, M.: Kinematic modeling of a robotic finger mechanism using Denavit–Hartenberg convention for prosthetic applications. *Journal of Mechanics Engineering and Automation*, Vol. 12, No. 3, pp. 101–110 (2022)

12. Khan, A.; Niazi, M.; Iqbal, J.; Malik, A.A.: Forward kinematics modeling of a prosthetic finger using transformation matrices based on Denavit–Hartenberg parameters. *Journal of Robotics and Control (JRC)*, Vol. 4, No. 2, pp. 120–130 (2023)
13. Erdman, A.G.; Sandor, G.N.; Kota, S.: *Mechanism Design: Analysis and Synthesis*, Vol. 1, 4th ed. Pearson Education, Upper Saddle River (2021)
14. Nogueira, D.; Henriques, E.; Silva, J.; Pires, J.: Design and development of customized upper-limb prostheses using CAD software and 3D scanning technologies. *Computer-Aided Design and Applications*, Vol. 20, No. 3, pp. 451–462 (2023)
15. Wahyudi, M.; Rahman, M.A.; Yusof, A.; Amin, N.: Design validation of a modular and customizable prosthetic hand using CAD-based simulation. *International Journal of Advanced Computer-Aided Engineering and Manufacturing*, Vol. 7, No. 2, pp. 112–123 (2022)

Evaluación mecanopostural de un caso clínico por medio de fotogrametría y videogrametría

Mechanopositional assessment of a clinical case through photogrammetry and videogrammetry

Derlis Hernández Lara¹, Fátima Leilani Chavarría Gómez², Miguel Ángel Ibarra Larriva³, Daniel Cuevas Castillo⁴

¹Universidad Mexiquense del Bicentenario UES Atenco, CP 56300, Atenco, Edo. de Méx.

²Universidad Politécnica del Valle de México, CP 54910, Tultitlán, Edo. de Méx.

³Universidad Estatal del Valle de Ecatepec, CP 55210, Ecatepec, Edo. de Méx.

⁴Universidad de Ecatepec, CP 55000, Ecatepec, Edo. de Méx.

¹derlis.hernandez@umb.mx, ²fatima.leilani.chavarría.gomez@upvm.edu.mx, ³miguel-angel.ibarra_ahr@uneve.edu.mx, ⁴prep81@gmail.com

Resumen. La anteproyección cervical, constituye una de las alteraciones posturales más frecuentes en la población actual, asociada a factores ergonómicos, hábitos sedentarios y desequilibrios musculares. Provoca cambios biomecánicos significativos que incrementan las cargas sobre el complejo atlas-axis y favorecen la aparición de dolor cervical, cefaleas tensionales, disfunciones temporomandibulares y limitación funcional. Este análisis biomecánico mostró que la fuerza de reacción pasa de 33.84 N en postura neutra a 71.6 N en anteproyección, más del doble de la carga inicial. Este incremento implica una mayor exigencia sobre la musculatura extensora cervical, especialmente el recto posterior mayor de la cabeza, y favorece procesos degenerativos a nivel articular y muscular. Además, se proponen estrategias terapéuticas basadas en reeducación postural, fortalecimiento y estiramiento selectivo, terapia manual y ejercicio terapéutico específico, con el fin de corregir el patrón postural, reducir la sintomatología y prevenir la progresión hacia estados de disfunción crónica.

Abstract. Cervical forward head posture is one of the most frequent postural alterations in the current population, associated with ergonomic factors, sedentary habits, and muscular imbalances. It produces significant biomechanical changes that increase the loads on the atlas-axis complex and favor the onset of cervical pain, tension-type headaches, temporomandibular dysfunctions, and functional limitations. This biomechanical analysis showed that the reaction force rises from 33.84 N in a neutral position to 71.6 N in forward head posture, more than double the initial load. This increase implies greater demands on the cervical extensor muscles, especially the rectus capitis posterior major, and promotes degenerative processes at the articular and muscular levels. In addition, therapeutic strategies are proposed based on postural

re-education, selective strengthening and stretching, manual therapy, and specific therapeutic exercise, in order to correct the postural pattern, reduce symptoms, and prevent progression toward chronic dysfunction.

Palabras Clave: Anteproyección Cervical, Síndrome de Cabeza Adelantada, Síndrome Cruzado Superior, Anteposición Cervical, Postura de Cabeza en Protracción.

1 Introducción

La postura corporal puede entenderse como la actitud adoptada por el cuerpo gracias a la acción coordinada de los músculos, con el fin de mantener la estabilidad o establecer la base necesaria para la ejecución de movimientos. Se reconoce la existencia de una postura inactiva, caracterizada por la mínima actividad muscular, y una postura activa, resultado de la acción conjunta de varios músculos. Esta última se clasifica en dinámica y estática: la dinámica constituye la base funcional para el movimiento, ajustándose constantemente a las demandas del entorno, mientras que la estática mantiene la interacción de grupos musculares que estabilizan las articulaciones frente a la gravedad, reflejando el equilibrio secundario derivado de compensaciones musculares [1].

El análisis postural constituye una herramienta diagnóstica esencial en el abordaje de múltiples patologías musculoesqueléticas, neurológicas, odontológicas y de otras especialidades médicas. La postura puede clasificarse en correcta, cuando no sobrecarga la columna ni otros elementos del aparato locomotor; armónica, entendida como la mejor alineación alcanzable por cada individuo de acuerdo con sus características y condición física; y viciosa, aquella adoptada de manera inconsciente que sobrecarga y deteriora las estructuras osteomusculares, especialmente la columna vertebral [2].

El concepto de actitud postural hace referencia a la alineación global del cuerpo y determina la predisposición a desarrollar alteraciones musculoesqueléticas relacionadas con la motricidad. En este contexto, el análisis postural se utiliza como método de estudio para detectar descompensaciones o desequilibrios que permitan identificar necesidades específicas en la prevención y el tratamiento [1].

Mantener una postura adecuada establece las bases para una buena calidad de vida, dado que la postura humana se encuentra directamente relacionada con los estados de salud y bienestar general [2]. De ahí la relevancia de explorar técnicas modernas, como la fotogrametría y la videogrametría, que permiten una evaluación objetiva, cuantitativa y no invasiva de la postura, ampliando el alcance de la práctica clínica en fisioterapia y rehabilitación. Cuadro clínico general

La anteproyección cervical, constituye la alteración postural más común en la población actual. Este patrón postural prolongado no solo produce dolor cervical y craneofacial, sino que también puede causar y perpetuar la presencia de puntos gatillo miofasciales (PGM) en la musculatura masticatoria, ya sea por el dolor referido de los PGM activos cervicales o por la tensión mantenida de la región [9].

Los principales síntomas y signos clínicos asociados a esta condición incluyen:

- Cervicalgias.
- Cefaleas tensionales.
- Mialgias.
- Irritación articular.
- Compresión nerviosa.
- Aumento de la cifosis dorsal.
- Tensión y malestar en tórax, hombros y brazos.
- Alteraciones temporomandibulares.
- Degeneración discal temprana y formación de osteofitos.
- Posible protrusión del núcleo pulposo con compresión nerviosa a nivel cervical.

Desde el punto de vista neuroanatómico, existe un área de convergencia entre el aparato masticatorio y la región cervical superior. Esto se debe a las interconexiones entre las fibras aferentes de los nervios trigémino, hipogloso, glossofaríngeo y vago con las aferencias provenientes de las primeras vértebras cervicales [10]. En consecuencia, cualquier modificación en la postura craneocervical puede alterar el tono muscular y el equilibrio de las estructuras implicadas, repercutiendo directamente sobre los músculos antagonistas, en particular los músculos masticatorios [11],[12].

Asimismo, la postura corporal es un factor esencial en el correcto desarrollo de las funciones orales. Un desequilibrio postural puede generar alteraciones en el sistema estomatognático y, de manera recíproca, los trastornos orales no tratados en su etiología pueden perpetuar o agravar las alteraciones posturales [9].

2 Marco Teórico

2.1 Concepto de postura

La postura corporal se define como la posición que adoptan los diferentes segmentos del cuerpo humano en un momento dado, resultado de la interacción coordinada entre el sistema musculoesquelético y el sistema nervioso. Puede entenderse como la actitud global del cuerpo frente a la gravedad, tanto en situaciones de reposo como durante la ejecución de movimientos [1].

En términos funcionales, la postura representa un fenómeno de equilibrio dinámico, en el que los músculos actúan en sinergia para mantener la estabilidad del cuerpo y, al mismo tiempo, permiten las adaptaciones necesarias frente a estímulos internos y externos. Así, se reconocen dos grandes modalidades: la postura inactiva, caracterizada por la mínima actividad muscular, y la postura activa, que depende de la contracción coordinada de varios grupos musculares. Esta última puede clasificarse en dinámica y estática, encargada de sostener la alineación corporal frente a la gravedad mediante la acción equilibrada de fuerzas musculares y articulares [1] [6].

El concepto de postura también involucra un aspecto clínico-preventivo: constituye un indicador de la interacción entre morfología, función neuromuscular y eficiencia biomecánica. Una postura adecuada refleja un equilibrio musculoesquelético, mientras que las desalineaciones corporales pueden predisponer al dolor, a la fatiga y a diversas patologías crónicas [6].

La importancia de la postura radica en su estrecha relación con la calidad de vida, ya que influye en funciones básicas como la respiración, la locomoción y el desempeño ocupacional y deportivo [2]. En consecuencia, el estudio sistemático de la postura resulta esencial para la fisioterapia, la rehabilitación y otras ciencias de la salud.

2.2 Tipos de postura

La postura humana puede clasificarse desde distintas perspectivas, considerando tanto la alineación corporal como la eficiencia funcional del sistema musculoesquelético. Tradicionalmente, se distinguen tres tipos principales: la postura correcta, aquella que asegura un alineamiento armónico sin sobrecargar la columna vertebral ni otras estructuras del aparato locomotor; la postura armónica, entendida como la mejor disposición que cada persona puede alcanzar según sus características anatómicas, condición física y posibilidades individuales; y la postura viciosa, la cual surge de manera inconsciente y genera sobrecargas y desgastes que afectan principalmente a la columna vertebral [2].

Desde un enfoque biomecánico, en 1998 Bricot [3] introdujo el concepto de postura eficiente, definida como aquella que requiere un gasto energético mínimo gracias a la correcta alineación articular de las cadenas biocinémicas. Esta postura se caracteriza por la ausencia de dolor, fatiga muscular o incomodidad corporal. En contraposición, una postura se considera ineficaz cuando no cumple con la finalidad de mantener el equilibrio de forma económica, lo que conlleva un gasto energético excesivo y favorece la aparición de compensaciones y patologías musculoesqueléticas.

De manera complementaria, en 1996 Liebenson [4] señala que la postura eficiente no solo preserva la integridad de la columna, sino que también optimiza la función neuromuscular, facilitando la rehabilitación y la prevención de lesiones en el contexto clínico.

Estudios recientes han mostrado que los perfiles posturales inadecuados son frecuentes incluso en poblaciones jóvenes y saludables. En 2010 Rosero-Martínez y Vernaza-Pinzón [5], en un estudio realizado con estudiantes de fisioterapia, identificaron una alta prevalencia de alteraciones en la alineación corporal, lo que sugiere que la postura deficiente no es exclusiva de personas con patologías previas, sino que constituye un fenómeno común que puede convertirse en un factor predisponente para la disfunción musculoesquelética.

En conjunto, estas clasificaciones permiten comprender la postura no solo como un aspecto estático de la alineación corporal, sino como un indicador dinámico de salud y eficiencia biomecánica.

2.3 Métodos de evaluación postural

La biomecánica de la columna vertebral debe comprenderse de manera integrada, dado que constituye un diseño modular compuesto por unidades funcionales conformadas por dos cuerpos vertebrales y un disco intervertebral. Estas estructuras rígidas se encuentran reforzadas por componentes blandos como músculos, tendones, fascias, ligamentos, vasos sanguíneos y tejido nervioso, conformando un sistema biomecánico complejo que cumple funciones de carga, sostén, protección, transmisión de movimiento y difusión de fuerzas axiales y rotacionales [7] [10]. El análisis de este sistema no debe realizarse de forma aislada, sino integrada, dada la interacción constante entre elementos óseos y blandos.

En el campo clínico, la evaluación postural estática bipodal constituye una herramienta ampliamente utilizada para identificar asimetrías estructurales, desequilibrios pélvicos y alteraciones musculares, tanto por acortamiento como por debilidad [6]. Esta modalidad parte de la observación sistemática en posiciones de bipedestación y sedestación, lo que permite reconocer descompensaciones de alineación en cabeza, tronco, hombros y cintura pélvica, considerados segmentos clave para el equilibrio corporal.

El avance tecnológico ha permitido desarrollar el denominado software de análisis postural, basado en la demarcación de puntos anatómicos de referencia sobre el cuerpo del paciente. A partir de registros fotográficos, el sistema procesa las imágenes mediante coordenadas cartesianas, posibilitando una valoración cuantitativa y objetiva de la postura. Este método, conocido como fotogrametría postural, se ha consolidado como una alternativa no invasiva, de bajo costo y reproducible para el seguimiento clínico en fisioterapia y rehabilitación [8] [9].

La postura equilibrada se define como aquella que optimiza la eficiencia fisiológica y biomecánica, reduciendo el estrés y las sobrecargas producidas por la gravedad. En estas condiciones, la línea de gravedad atraviesa los ejes articulares principales con los segmentos corporales alineados verticalmente. Cuando esta alineación se pierde, surgen patrones posturales alterados que, de manera acumulativa, predisponen a dolor y disfunción musculoesquelética. Factores como la herencia, la falta de actividad física, los hábitos cotidianos (ejemplo: sedentarismo, movimientos repetitivos, levantar cargas) y las características individuales influyen de forma determinante en la capacidad del organismo para mantener o recuperar el equilibrio [10].

Además de la observación clínica y el análisis fotogramétrico, la videogrametría se ha propuesto como una herramienta complementaria que permite registrar secuencias de movimiento, facilitando el análisis dinámico de los ajustes posturales en situaciones funcionales. De esta forma, la evaluación de la postura debe entenderse no solo como un fenómeno estático, sino también como un proceso dinámico de preparación y adaptación al movimiento siguiente, lo cual amplía su valor diagnóstico en el abordaje integral del paciente.

3 Metodología

3.1 Diseño del estudio

Se realizó un estudio observacional, descriptivo, tipo caso clínico, con el objetivo de analizar la postura y la movilidad articular mediante técnicas de fotogrametría y videogrametría. El abordaje permitió documentar de manera objetiva las desalineaciones corporales y los rangos articulares del participante, integrando la información radiográfica, clínica y mecanopostural.

3.2 Métodos de evaluación postural

Se evaluó a una paciente femenina de 26 años, con talla de 1.55 m y peso de 50 kg. Como antecedentes quirúrgicos refirió hernia inguinal derecha y cesárea. Presentaba desarrollo psicomotriz normal y acudió a consulta por dolor en región cervical y lumbar, el cual se agravó durante la lactancia de su segundo hijo. Manifestó limitación de movimiento en flexión y extensión, con una evolución de 3 años y un dolor referido de 8/10 en la escala visual análoga (EVA).

En la exploración física, se observó hipercifosis a nivel C2–C7 con anteproyección cervical, leve basculación de hombro y cadera hacia la izquierda, además de hiperlordosis lumbar L1–L5.

3.3 Estudios radiológicos e interpretación

En la radiografía anteroposterior y lateral de columna (Fig. 1) se reportó hiperlordosis L1–L5 con disminución del espacio intervertebral L5–S1 y ligera escoliosis de L1–L4. El análisis radiográfico detallado mostró:

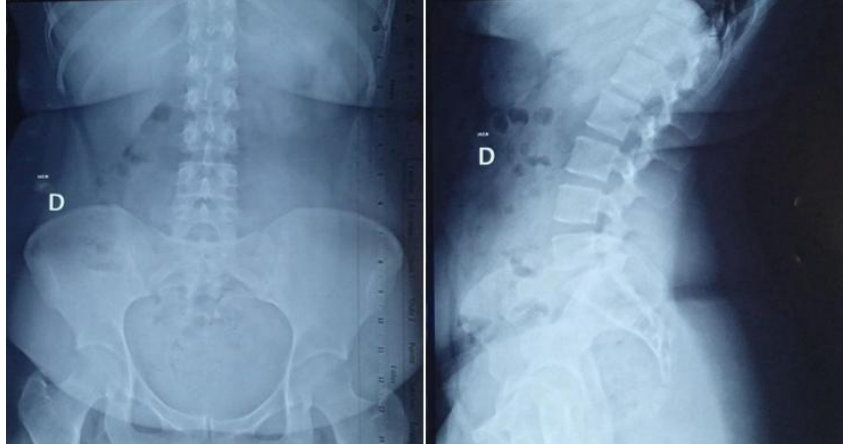


Fig. 1. En la radiografía se observa, hiperlordosis de L1-L5, disminución del espacio intervertebral a nivel de L5 y S1 y ligera escoliosis a partir de L1 a L4.

En la interpretación del laboratorio se tienen los siguientes datos:

- Estructuras óseas con radiopacidad normal, las corticales están integra.
- Lordosis lumbar con ángulo de 41° .
- No se identifican datos de listesis.
- No se observan datos de escoliosis.
- Ángulo lumbosacro de 131° .
- Ángulo sacro horizontal de 33° .
- Cuerpos vertebrales con altura normal.
- Espacios intersomáticos con amplitud disminuida nivel L5-S1.
- Articulaciones facetarias y elementos posteriores tienen características normales.
- Tejidos blandos tienen características normales.
- Pelvis óseas con morfología normal y cortical respetada. No se identifica desnivel.

3.4 Evaluación mecanopostural

3.4.1 Alineación corporal

La valoración de la alineación corporal se realizó en posiciones anterior, posterior y lateral, documentando alineaciones y goniometría articular.

En la vista anterior (Fig. 2) se observó una leve basculación de hombros y pelvis con elevación del lado izquierdo, rodillas con valgo leve aumentado (15°) y arco plantar dentro de parámetros normales.

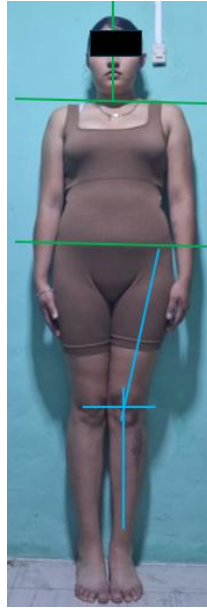


Fig. 2. Vista anterior.

En la vista posterior (Fig. 3) se identificaron escápulas en ligera abducción sin alado escapular, columna vertebral sin desviaciones estructurales y pliegues poplíteos alineados.



Fig. 3. Vista posterior.

En la vista lateral (Fig. 4) se evidenció anteproyección cervical, hipercifosis torácica e hiperlordosis lumbar asociadas a anteversión pélvica, abdomen prominente y genu recurvatum bilateral.



Fig. 4. Vista lateral.

3.4.2 Videogrametría y goniometría dinámica

La goniometría se realizó mediante videogrametría utilizando el software Kinovea, un programa de código abierto que permite el análisis, comparación, medición y evaluación del movimiento articular en tiempo real. Para ello, se colocaron marcadores anatómicos visibles (ej. acromion, trocánter mayor, conducto auditivo externo) con el fin de obtener ángulos dinámicos en cada fotograma del registro.

Se requiere de marcadores y puntos de referencia para poder dar el seguimiento dinámico a la trayectoria solicitada (Fig. 5). Los marcadores pueden ser de un color que contraste preferentemente. Estos sólo sirven de guía para ser más exactos a la hora de identificar los puntos clave en el programa (trocánter mayor, acromion, etc.), donde se deben seleccionar manualmente para obtener los valores que se deseen.

Como se observa a continuación:



Fig. 5. Marcadores y puntos de referencia.

Una vez definidas las referencias se pueden obtener los ángulos de movimiento en cada frame del video (Fig. 6).

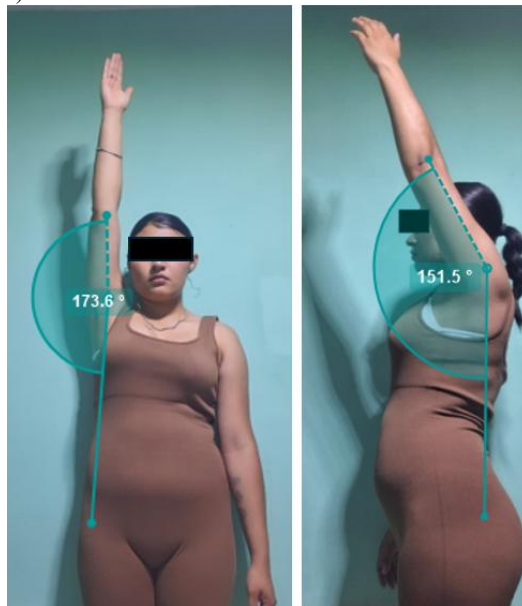


Fig. 6. Ángulos de movimiento obtenidos en el software Kinovea.

En algunos casos los puntos de referencia van a generar un ángulo inicial de 90° , para obtener el ángulo de movimiento sólo se tendrá que restar o sumar esos grados dependiendo del tipo de movimiento que se va a realizar. Por ejemplo, para la flexión y extensión cervical, donde se coloca el goniómetro a 90° con el fulcro sobre el conducto auditivo externo (Fig. 7), la regla fija alineada a la línea media vertical de la cabeza y la regla móvil como referencia en las fosas nasales, obteniendo así un análisis dinámico de la movilidad cervical (Fig. 8).

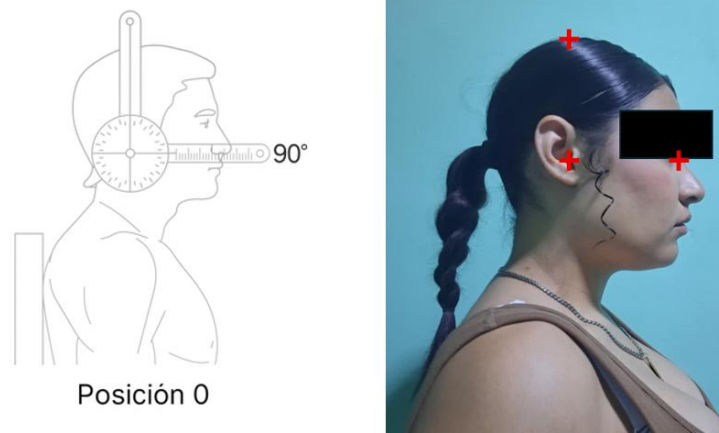


Fig. 7. Colocación de los puntos de referencia con respecto a un goniómetro.



Fig. 8. Obtención de parámetros dinámicos cervicales con el software kinovea.

Este procedimiento facilitó el cálculo automático de ángulos, velocidades y aceleraciones de los movimientos cervicales, torácicos y lumbares. Se registraron los rangos articulares en flexión, extensión, abducción, aducción y rotaciones como se muestra en la Tabla 1, Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4.

Tabla 1. Goniometría del hombro

Movimiento	Rango normativo (°)	Derecho (°)	Izquierdo (°)	Observación
Flexión	0–180	170	172	Leve limitación derecha
Extensión	0–60	55	58	Dentro de rango
Abducción	0–180	175	178	Normal
Aducción	0–30	28	30	Normal
Rotación interna	0–70	65	66	Leve limitación bilateral
Rotación externa	0–90	85	86	Normal

Tabla 2. Goniometría del codo

Movimiento	Rango normativo (°)	Derecho (°)	Izquierdo (°)	Observación
Flexión	0–150	145	147	Normal
Extensión	0	0	0	Normal
Supinación	0–90	85	87	Normal
Pronación	0–90	82	85	Leve limitación derecha

Tabla 3. Goniometría de rodilla

Movimiento	Rango normativo (°)	Derecho (°)	Izquierdo (°)	Observación
Flexión	0–140	138	140	Leve limitación derecha
Extensión	0–10 (hiperext.)	5	6	Genurecurvatum leve
Rotación interna*	0–10	8	8	Normal
Rotación externa*	0–10	9	9	Normal

Tabla 4. Goniometría del cuello (cervical)

Movimiento	Rango normativo (°)	Paciente (°)	Observación
Flexión	0–35	40	Ligeramente aumentada
Extensión	0–45	40	Limitada
Lateralización	0–45	45	Normal
Rotación	0–60	55	Leve limitación

La videogrametría permitió superar las limitaciones de la evaluación tradicional con plomada y goniómetro manual, aportando mayor precisión y objetividad en la cuantificación de los movimientos articulares [4] [5].

Pudiendo así obtener la cinemática angular con respecto al ángulo (Fig. 9), la velocidad (Fig. 10) y la aceleración (Fig. 11).

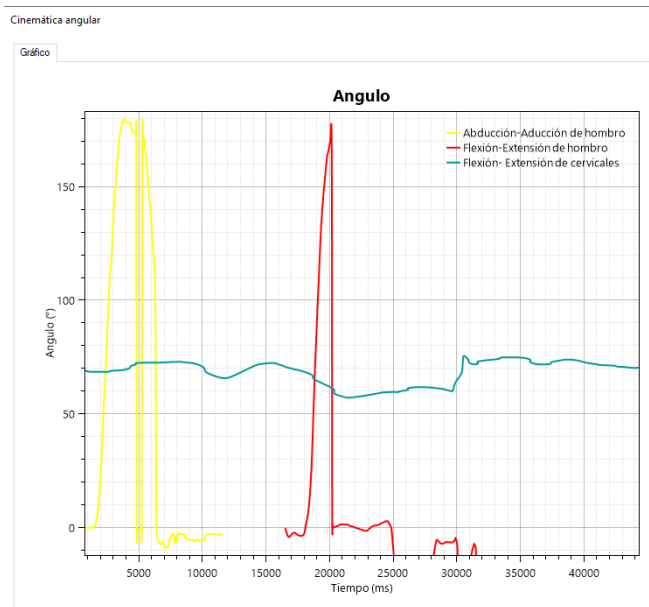


Fig. 9. Cinemática angular con respecto al ángulo.

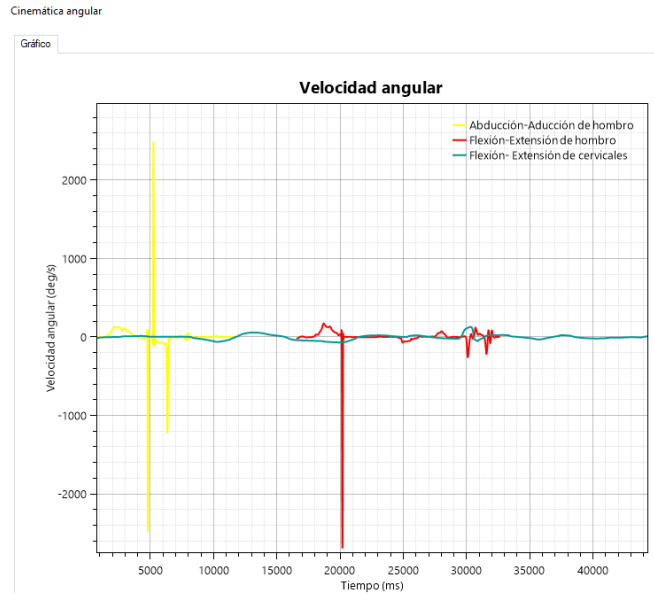


Fig. 10. Cinemática angular con respecto la velocidad angular.

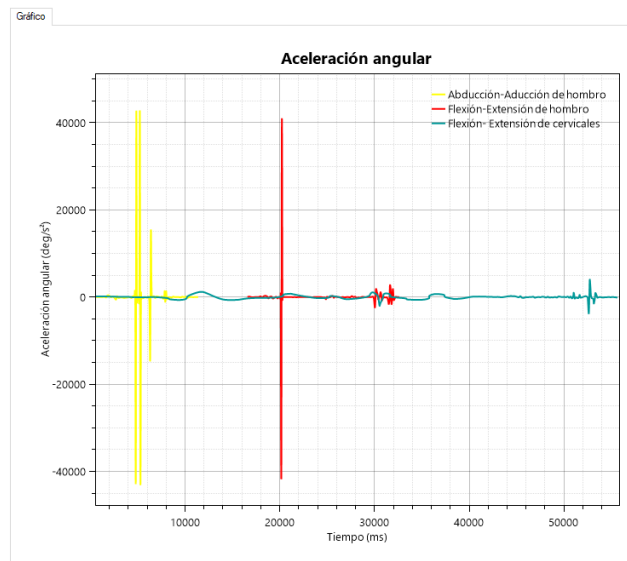


Fig. 11. Cinemática angular con respecto la aceleración angular.

4 Discusiones

El presente caso clínico ilustra cómo las alteraciones posturales pueden influir en la aparición y persistencia de dolor musculoesquelético en regiones cervical y lumbar. La paciente evaluada presentó una combinación de anteproyección cervical, hipercifosis torácica e hiperlordosis lumbar, lo cual concuerda con patrones descritos en la literatura como parte del denominado síndrome cruzado superior e inferior [12] [13]. Dicho síndrome se caracteriza por desbalances musculares que incluyen acortamiento de los flexores cervicales y pectorales, junto con debilidad de extensores cervicales y retractores escapulares, favoreciendo la protracción de la cabeza y los hombros.

La alteración en la región lumbar, con hiperlordosis y disminución del espacio intervertebral L5–S1, está asociada a un aumento en la carga mecánica sobre las facetas posteriores y el disco intervertebral [7] [10]. Esto se relaciona con los síntomas referidos de dolor lumbar crónico y limitación de la movilidad en extensión. Estudios previos han documentado que la hiperlordosis se asocia a dolor lumbar recurrente en mujeres jóvenes, especialmente tras periodos de gestación y lactancia, debido a los cambios en el centro de gravedad y la laxitud ligamentaria [11].

El análisis mediante fotogrametría y videogrametría proporcionó información objetiva sobre los ángulos articulares y la cinemática del movimiento. A diferencia de la plomada o el goniómetro manual, el uso de software como Kinovea permitió medir con precisión la movilidad cervical y lumbar en dinámica, registrando limitaciones en extensión cervical (40° vs. 45° normativo) y lumbar (24° vs. 30° normativo). Estos hallazgos coinciden con investigaciones que señalan a la fotogrametría como un método confiable y de bajo costo para evaluar la postura y los desbalances musculares en contextos clínicos [8] [9].

Asimismo, la presencia de asimetrías leves en hombro y cadera izquierda evidencia un patrón de compensación postural, posiblemente relacionado con hábitos cotidianos, carga unilateral durante la lactancia y actividades repetitivas. Estos factores son descritos como contribuyentes a desalineaciones crónicas y dolor musculoesquelético [6].

El caso resalta la importancia de una evaluación integral, en la que la combinación de exploración clínica, estudios radiográficos y herramientas digitales de análisis postural ofrecen una visión más completa de las disfunciones. Este enfoque multidimensional permite establecer un plan de tratamiento más preciso en fisioterapia y rehabilitación, enfocado no solo en la corrección postural, sino también en el fortalecimiento y reeducación muscular.

5 Consideraciones éticas

La paciente firmó consentimiento informado autorizando la evaluación y el uso de los datos para fines académicos y de investigación. Se garantizó la confidencialidad de la

información, en apego a la Declaración de Helsinki y principios éticos en investigación clínica.

6 Conclusiones

El análisis mecanopostural realizado a través de fotogrametría y videogrametría permitió identificar de manera objetiva las alteraciones en la alineación y movilidad articular de la paciente, mostrando su utilidad clínica como complemento a la evaluación física y radiológica tradicional.

Los principales hallazgos fueron la anteproyección cervical, la hipercifosis torácica y la hiperlordosis lumbar con disminución del espacio L5–S1, acompañadas de limitaciones articulares en extensión cervical, lumbar y cadera, así como asimetrías leves en hombro y cadera izquierdos.

El uso del software Kinovea facilitó la obtención de ángulos articulares dinámicos y la cinemática del movimiento, evidenciando restricciones funcionales que no siempre son visibles en la evaluación estática, lo que refuerza la importancia de integrar herramientas digitales en la práctica clínica.

Este caso clínico confirma la necesidad de una evaluación integral de la postura, que incluya la observación clínica, estudios radiográficos y métodos instrumentales de análisis postural, con el fin de orientar estrategias de rehabilitación más precisas y personalizadas en pacientes con dolor musculoesquelético crónico.

Referencias

1. Bassoa, A. C., Gonçalves, G., & Gonçalves, A. Evaluación de postura a partir de la perspectiva de la epidemiología: ¿Hasta qué punto atenerse a recomendaciones? *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 7(1), 13–21. Elsevier (2004)
2. Pérez, M., Mestre, U., & Pons, A. Experiencia de un programa para la rehabilitación física del paciente escoliótico. *Efdeportes Revista Digital*, 64. Recuperado de <http://www.efdeportes.com/efd64/escol.htm> (2003)
3. Bricot, B. *La reprogrammation posturale globale* (p. 250). Montpellier: Sauramps Médical (1998)
4. Liebensohn, C. *Rehabilitation of the spine: A practitioner's manual* (pp. 329–340). Baltimore: Williams & Wilkins (1996)
5. Rosero-Martínez, R. V., & Vernaza-Pinzón, P. Perfil postural en estudiantes de fisioterapia. *Aquichan*, 10(1), 69–79. Recuperado de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1657-59972010000100007 (2010)
6. Nault, M. L., Allard, P., Hinse, S., Le Blanc, R., Caron, O., Labelle, H., & Sadeghi, H. Relations between standing posture and sagittal spinal curves in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine*, 27(18), 1911–1917. <https://doi.org/10.1097/00007632-200209150-00014> (2002)

7. Adams, M. A. Biomechanics of back pain. *Acupuncture in Medicine*, 22(4), 178–188. <https://doi.org/10.1136/aim.22.4.178> (2004)
- 8] Ferreira, E. A. G., Duarte, M., Maldonado, E. P., Burke, T. N., & Marques, A. P. Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability. *Clinics*, 66(4), 675–681. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322011000400014> (2011)
9. Lemos, A. T., Santos, F. R., Gaya, A. R., & Gaya, A. C. Photogrammetry: Reliability of postural assessment in children and adolescents. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 14(4), 421–427. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2012v14n4p421> (2012)
10. Lomelí-Rivas, A., & Larrinúa-Betancourt, J. E. Biomecánica de la columna lumbar: un enfoque clínico. *Acta Ortopédica Mexicana*, 33(3), 185–191. http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2306-41022019000300185 (2019)
11. Franklin, M. E., & Conner-Kerr, T. An analysis of posture and back pain in the first and second pregnancies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(3), 133–138 (1998)
12. Janda, V. Muscles and motor control in cervicogenic disorders: Assessment and management. In: Grant, R. (ed.), *Physical therapy of the cervical and thoracic spine* (pp. 195–215). New York: Churchill Livingstone (1987)
13. Page, P., Frank, C. C., & Lardner, R. *Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda approach*. Champaign, IL: Human Kinetics (2010)

Evaluación biomecátrica de un rehabilitador de hombro y codo para recuperación funcional

Biomechatronic Evaluation of a Shoulder and Elbow Rehabilitation Device for Functional Recovery

Diego León Marcelo¹, Bryan Duran Vargas², Owen Alexander Santiago Guillen³, Alan Daniel Benitez Pelcastre⁴

^{1,2,3,4}Universidad Politécnica del Valle de México, CP 54910, Tultitlán, Edo. de Méx.

¹leond9324@gmail.com, ²bryan.duran.vargas@hotmail.com, ³owen.santiago.guillen@upvm.edu.mx, ⁴aland.bp@gmail.com

Resumen. El desarrollo de tecnologías robóticas aplicadas a la rehabilitación del miembro superior ha permitido optimizar los procesos de recuperación motora. Este estudio presenta el diseño y validación computacional de un dispositivo rehabilitador robótico para hombro y codo, concebido con enfoque biomecátrico. Se aplicaron análisis de elemento finito (FEM) y control PID con sensores inerciales para evaluar resistencia, precisión y estabilidad del sistema. Los resultados mostraron un torque máximo de 28.6 N·m, error angular menor al 2 % y factor de seguridad estructural de 1.8, confirmando su viabilidad funcional. El diseño ergonómico y su control adaptable lo posicionan como una alternativa accesible para rehabilitación pasiva y asistida, con potencial evolución hacia asistencia activa mediante integración electromiográfica y control inteligente.

Abstract. The development of robotic technologies applied to upper-limb rehabilitation has optimized motor recovery processes. This study describes the design and computational validation of a robotic rehabilitation device for the shoulder and elbow, conceived with a biomechatronic and clinical approach. Finite Element Analysis (FEA) and PID control with inertial sensors were applied to assess the system's strength, accuracy, and stability. Results showed a maximum torque of 28.6 N·m, angular error below 2%, and a structural safety factor of 1.8, confirming functional feasibility. The ergonomic design and adaptive control make it an accessible option for passive and assisted rehabilitation, with future potential for active assistance through electromyographic integration and intelligent control.

Palabras Clave: Rehabilitación robótica, Hombro y Codo, Miembro Superior, Exoesqueleto, Control PID, Biomecátrica, Terapia Asistida.

1 Introducción

Las lesiones que afectan la movilidad del hombro y el codo representan un desafío clínico de gran relevancia en los procesos de rehabilitación física. Estas articulaciones constituyen ejes esenciales en la funcionalidad del miembro superior, siendo responsables de la mayor parte de los movimientos necesarios para la autonomía personal, la manipulación de objetos y la participación en actividades de la vida diaria. Su compromiso funcional, derivado de traumatismos, accidentes cerebrovasculares, neuropatías periféricas o enfermedades musculoesqueléticas, produce limitaciones significativas que afectan la independencia del paciente y su calidad de vida [1].

En este contexto, la rehabilitación robótica ha emergido como un complemento eficaz a la terapia convencional. Los exoesqueletos y dispositivos de asistencia motriz permiten realizar ejercicios controlados, repetitivos y medibles, favoreciendo la plasticidad neuromuscular y optimizando los procesos de readaptación funcional [2,3]. Su principal ventaja radica en la posibilidad de proporcionar asistencia graduable, cuantificar parámetros cinemáticos y registrar datos de desempeño en tiempo real, lo que contribuye tanto al seguimiento clínico como al diseño de estrategias personalizadas de intervención [4].

El desarrollo tecnológico de los exoesqueletos ha evolucionado desde los primeros prototipos militares en la década de 1960 hasta sistemas actuales orientados a la rehabilitación neurológica y ortopédica [5]. Los modelos modernos integran servomotores de alta precisión, sensores inerciales (IMU), algoritmos de control adaptativo y arquitecturas ligeras con materiales biocompatibles. Esta convergencia entre ingeniería mecatrónica y ciencias de la salud ha permitido el surgimiento de dispositivos capaces de reproducir patrones de movimiento fisiológico con seguridad y alta reproducibilidad [6].

El hombro y el codo, por su complejidad anatómica y rango articular, exigen soluciones de rehabilitación que garanticen una alineación biomecánica precisa y una asistencia ajustable. El hombro, una articulación esférica con tres grados de libertad principales, depende de la coordinación de múltiples músculos y ligamentos para mantener su estabilidad y amplitud de movimiento [7]. El codo, por su parte, actúa como una bisagra con dos grados de libertad (flexo-extensión y pronosupinación) y desempeña un papel fundamental en la ejecución de tareas funcionales finas. Cualquier alteración en la cinemática de estos segmentos repercute directamente en la capacidad de autocuidado y desempeño ocupacional del individuo [8].

En los últimos años, la evidencia clínica ha respaldado la utilidad de los exoesqueletos en la recuperación de la movilidad de extremidades superiores, particularmente en pacientes con hemiparesia post-ictus, lesiones traumáticas o secuelas ortopédicas [9–11]. Ensayos recientes han demostrado que los programas de rehabilitación asistida por robots logran mejoras superiores en la fuerza, coordinación y rango articular respecto a la fisioterapia tradicional, especialmente cuando se combinan con retroalimentación visual o electromiográfica [12,13]. Asimismo, la aplicación de estrategias de control inteligente, como algoritmos PID ajustables o aprendizaje adaptativo basado en desempeño, ha incrementado la seguridad y eficacia de estas terapias [14,15].

El presente trabajo tiene como objetivo describir el diseño, modelado y validación estructural de un dispositivo rehabilitador robótico para hombro y codo, concebido para asistir la recuperación funcional de pacientes con limitaciones motoras. El sistema combina una estructura ergonómica ajustable, sensores inerciales, actuadores eléctricos de torque controlado y un esquema de programación adaptable, que permiten ejecutar movimientos fisiológicos con precisión y seguridad. A través de un enfoque biomecatrónico, se busca integrar los principios de la ingeniería con las necesidades clínicas de la rehabilitación contemporánea, aportando una herramienta accesible, eficiente y científicamente fundamentada.

Más allá del desarrollo tecnológico, el interés de este estudio radica en su potencial aplicación terapéutica. Un dispositivo de esta naturaleza puede reducir la dependencia del terapeuta en sesiones prolongadas, facilitar la rehabilitación domiciliaria y ofrecer registros objetivos del progreso del paciente, contribuyendo a una medicina física más personalizada y basada en evidencia [16]. Se presentan los fundamentos teóricos, el diseño metodológico y los resultados de simulación que sustentan la viabilidad del prototipo, situándolo dentro del marco de la rehabilitación robótica moderna y de las tendencias internacionales hacia la integración de tecnologías inteligentes en la práctica fisioterapéutica.

2 Materiales y Métodos

2.1 Diseño general del dispositivo rehabilitador

El dispositivo propuesto fue concebido como un sistema rehabilitador robótico de miembro superior, orientado a asistir los movimientos de flexión-extensión del codo y del hombro. Su propósito clínico es facilitar la recuperación motora en pacientes con limitaciones funcionales derivadas de lesiones neurológicas o traumatológicas, permitiendo una asistencia graduable y segura durante el proceso terapéutico.

El diseño se estructuró bajo principios de ergonomía, biomecánica y control inteligente, con el objetivo de reproducir trayectorias fisiológicas sin generar desalineaciones articulares. El dispositivo consta de tres subsistemas principales (ver Fig. 1): la estructura mecánica y soporte ergonómico, fabricada con perfiles ligeros de aluminio tipo Zintro y polímeros PLA, adaptables a diferentes longitudes antropométricas del brazo y antebrazo; el sistema de actuación motriz, basado en servomotores sin escobillas modelo RMD X8 Pro, con control de torque programable y relación de reducción 6:1 y ; la unidad de control y sensado, integrada mediante un microcontrolador ESP32, sensores inerciales MPU6050 y una interfaz gráfica simplificada para terapeutas y pacientes.

La estructura presenta articulaciones rotacionales alineadas con los ejes fisiológicos de hombro y codo, garantizando la correcta correspondencia entre grados de libertad mecánicos y anatómicos. Este principio es esencial para evitar sobreesfuerzos articulares y asegurar una interacción segura entre el usuario y el sistema [17].



Fig. 1. Sistema rehabilitador de hombro y codo para recuperación funcional

Además, se implementaron mecanismos de ajuste telescópico que permiten adaptar el dispositivo a usuarios entre los percentiles antropométricos 5 y 95 de la población mexicana adulta, de acuerdo con los valores de longitud y masa segmentaria reportados en estudios antropométricos nacionales (ver Fig. 2) [18].

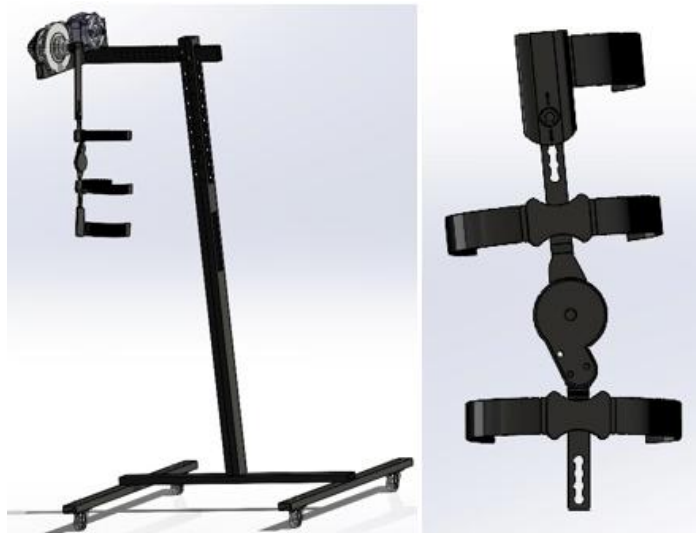


Fig. 2. Se observa el mecanismo de ajuste telescópico

2.2 Modelo biomecánico y análisis de fuerzas

El análisis biomecánico se desarrolló a partir del modelo anatómico de la extremidad superior, considerando el brazo y el antebrazo como segmentos rígidos unidos mediante articulaciones con dos y tres grados de libertad, respectivamente.

La Fig. 3 muestra los valores de las longitudes de cada segmento del cuerpo como una fracción de la estatura, los círculos representan articulaciones [19].

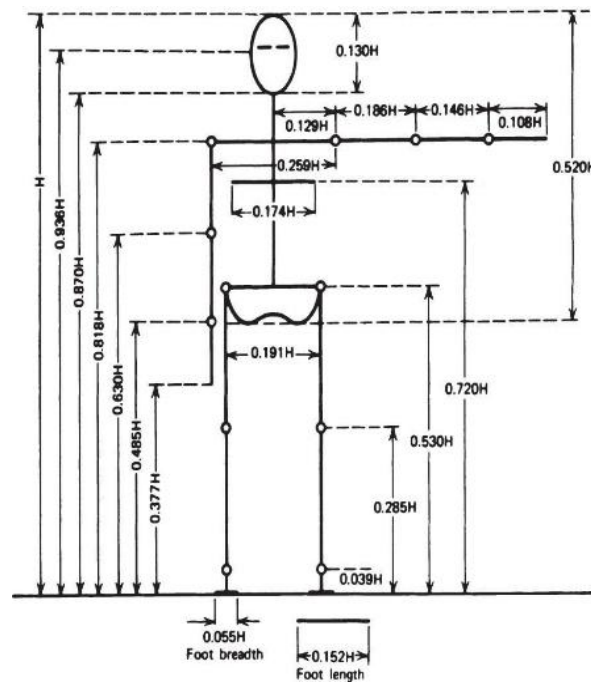


Fig. 3. Longitudes del cuerpo humano en proporción a la estatura [19].

La Fig. 4 y Fig. 5 representan la ubicación del centro de masa de cada segmento del cuerpo como una proporción de su longitud [19]. Por ejemplo, la ubicación del centro de masa del brazo con respecto al codo es $0.4272L_b$ donde L_b es la longitud del brazo.

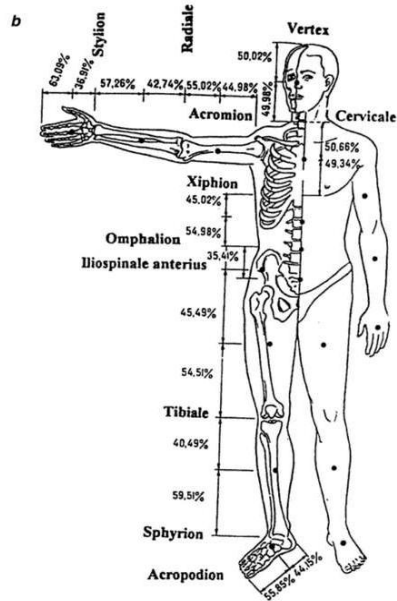


Fig. 4. Ubicación del cetro de masa de cada segmento del cuerpo humano como una proporción de su longitud [19].

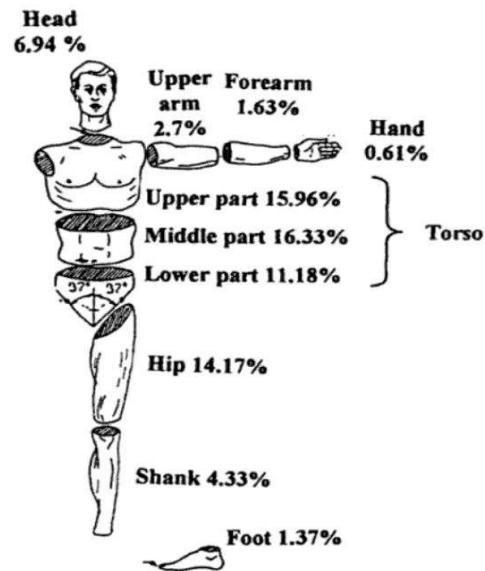


Fig. 5. Masa de cada segmento del cuerpo [19].

Las ecuaciones del movimiento se formularon mediante el método de Euler-Lagrange, relacionando energía cinética (T) y potencial (V) según la expresión:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad (1)$$

donde $L=T-V$ representa el lagrangiano del sistema y τ_i el torque aplicado por el actuador.

Este enfoque permitió definir las relaciones dinámicas entre los pares articulares y los torques requeridos para generar movimiento asistido, facilitando la selección del actuador adecuado.

El análisis estático se realizó bajo condiciones de equilibrio en posición extendida, considerando las masas del brazo ($m_b = 3.8\text{kg}$), antebrazo y mano ($m_a = 1.57\text{kg}$), y la masa del propio dispositivo ($m_r = 2\text{kg}$).

El torque total se estimó según la ecuación:

$$\tau_{total} = (m_b r_b + m_a r_a + m_r r_r)g \quad (2)$$

donde r_b , r_a , r_r corresponden a las distancias del centro de masa de cada componente respecto al eje de rotación y g a la gravedad (9.81 m/s^2).

El torque resultante ($\tau_{total} = 22.01 \text{ N}\cdot\text{m}$) se incrementó un 30 % para establecer el margen de seguridad, resultando en un valor de $28.6 \text{ N}\cdot\text{m}$, que sirvió de base para la selección del motor [20].

2.3 Sistema de actuación y control

Para el accionamiento del sistema se seleccionaron servomotores brushless RMD X8 Pro, con torque nominal de $2.2 \text{ N}\cdot\text{m}$ y torque máximo de $40 \text{ N}\cdot\text{m}$. Estos motores ofrecen operación en modo de torque controlado mediante comunicación serial y retroalimentación interna, lo que permite una ejecución fluida y precisa de los movimientos articulares.

El control del sistema se basó en un algoritmo PID (Proporcional-Integral-Derivativo) con realimentación de posición angular proveniente del sensor MPU6050. La sintonización de los parámetros K_p , K_i y K_d se realizó de manera empírica durante las simulaciones para obtener una respuesta suave, sin sobreoscilaciones ni retardos perceptibles, cumpliendo las recomendaciones de Ogata (2022) para sistemas biomecánicos de lazo cerrado [21].

El microcontrolador ESP32 gestionó la comunicación entre sensores y actuadores, implementando rutinas de seguridad que limitan la velocidad angular y los rangos máximos de movimiento (hombro: $0-150^\circ$, codo: $0-130^\circ$).

Asimismo, se añadieron estrategias de parada de emergencia y límites de torque configurables por software para prevenir lesiones o sobrecalentamiento del motor [22].

La interfaz humano-máquina se diseñó con enfoque en la simplicidad y accesibilidad, permitiendo al terapeuta configurar la intensidad del ejercicio y visualizar datos básicos del progreso del paciente. En versiones futuras se proyecta incluir retroalimentación háptica y registro automatizado de sesiones.

2.4 Sensores, monitoreo y seguridad funcional

El sistema emplea un sensor IMU MPU6050 (ver Fig. 6), que es un acelerómetro y giroscopio triaxial para registrar orientación y velocidad angular de las articulaciones, procesados en tiempo real mediante el algoritmo de fusión de datos de Madgwick [15].

Este método permite estimar los ángulos articulares con un error menor al 2 %, suficiente para propósitos de rehabilitación asistida [23].

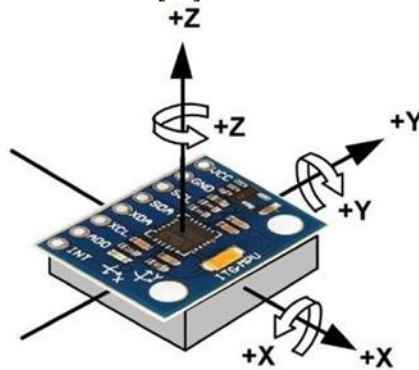


Fig.6. Sensor MPU6050 (Orientación)

Los datos capturados se envían al microcontrolador, donde se ejecutan filtros de Kalman para suavizar la señal y minimizar el ruido asociado al movimiento involuntario del paciente.

A nivel estructural, se incluyeron topes mecánicos, materiales de baja densidad y un sistema de desconexión rápida que permite liberar el brazo en caso de fallo.

Estas medidas se ajustan a los criterios de seguridad recomendados por la norma IEC 60601-1 para equipos médicos electromecánicos [24].

2.5 Validación estructural mediante análisis de elemento finito (FEM)

Para garantizar la integridad del diseño antes de su fabricación, se aplicó el método del elemento finito (FEM) utilizando el software ANSYS Workbench 2023R2.

El análisis incluyó mallado tetraédrico de alta resolución, condiciones de frontera fijas en los puntos de sujeción y cargas distribuidas equivalentes a los torques calculados en el modelo biomecánico.

Las simulaciones consideraron los materiales empleados (aluminio 6061-T6 y PLA reforzado) y los esfuerzos máximos durante flexión de 90° del codo y abducción de 120° del hombro.

El criterio de falla aplicado fue von Mises, verificándose que las tensiones no superaran el 60 % del límite elástico del material.

Los resultados confirmaron una deformación máxima de 0.82 mm en el eje del codo y un factor de seguridad superior a 1.8, lo que valida la viabilidad estructural del diseño para uso experimental [25].

Como se puede observar en la Fig. 7 el valor del esfuerzo máximo es de 3.478 MPa, el cual es extremadamente bajo, incluso para materiales como aluminio o polímeros, lo que demuestra que esta pieza se encuentra muy por debajo de cualquier límite de fluencia. No existe riesgo de falla por esfuerzos en la condición de carga aplicada.

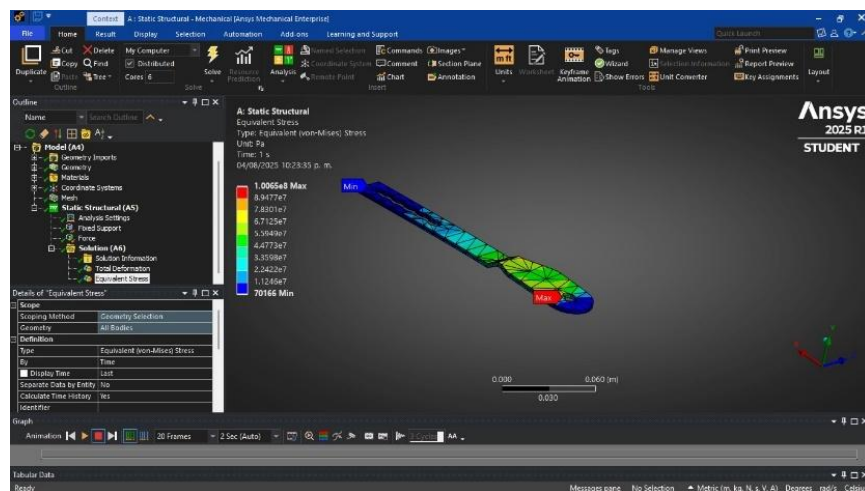


Fig. 7. Esfuerzo máximo por criterio de von Mises.

En la Fig. 8 el valor de la deformación máxima es de 2.086×10^{-9} m, esta es muy baja, (del orden de nanómetros), indicando que la pieza es estructuralmente rígida y no presenta flexiones, torsiones o elongaciones significativas bajo la condición de carga aplicada.

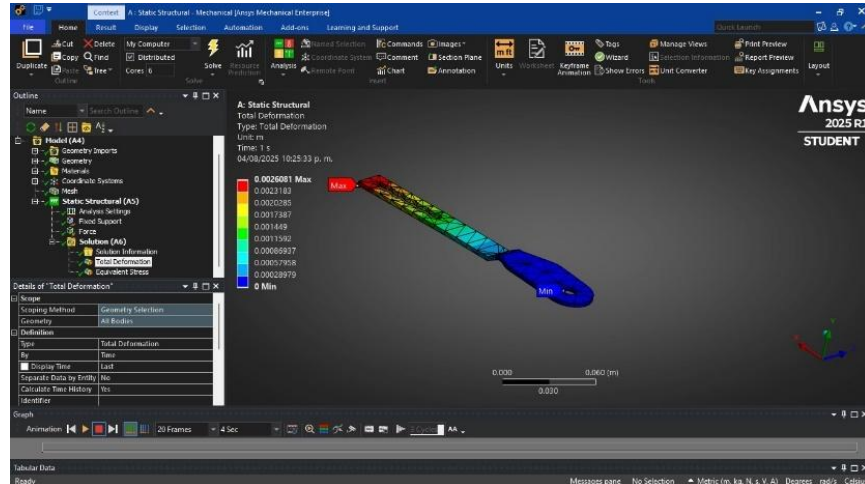


Fig. 8. Deformación máxima

2.6 Cumplimiento normativo y consideraciones éticas

El desarrollo del dispositivo siguió los lineamientos de seguridad, calidad y trazabilidad descritos en las normas ISO 13485 (gestión de calidad para dispositivos médicos) e ISO 14971 (análisis de riesgos).

El diseño priorizó la adaptabilidad antropométrica y la facilidad de uso conforme a ISO 9241-210, centrada en la ergonomía del usuario [26].

Aunque el presente trabajo no implicó ensayos en sujetos humanos, el diseño se elaboró bajo los principios éticos de la Declaración de Helsinki (2013), anticipando su futura aplicación clínica en entornos controlados.

Para versiones posteriores se contempla la obtención de certificaciones FDA (EE. UU.) y CE (Europa), que avalan la comercialización de equipos de rehabilitación electromecánica [27].

3 Resultados y Análisis

3.1 Evaluación estructural del diseño

El análisis estructural realizado mediante el método de elemento finito (FEM) permitió identificar las zonas críticas de esfuerzo y deformación en el dispositivo rehabilitador. Las

simulaciones se desarrollaron en ANSYS Workbench, empleando mallado tetraédrico de 1.5 mm y condiciones de frontera fijas en los puntos de sujeción del antebrazo y la base del hombro.

Los resultados mostraron que las tensiones máximas se concentraron en la unión entre el eje del codo y el soporte del motor, alcanzando valores de 82.4 MPa en aluminio 6061-T6 y 47.8 MPa en el polímero PLA reforzado, ambos dentro del rango de seguridad establecido (límite elástico del aluminio: 275 MPa). La deformación máxima registrada fue de 0.82 mm, observada en la tapa exterior del codo, sin indicios de pandeo o fatiga estructural bajo cargas repetitivas.

En la Fig. 9 se ilustran las regiones de máxima tensión según el criterio de von Mises, evidenciando una distribución homogénea de esfuerzos a lo largo de los perfiles Zintro. La Fig. 10 complementa la visualización del desplazamiento total y la respuesta deformacional ante cargas de flexión de 30°, 60° y 90°, mostrando una relación lineal y predecible entre la carga aplicada y la deformación resultante.

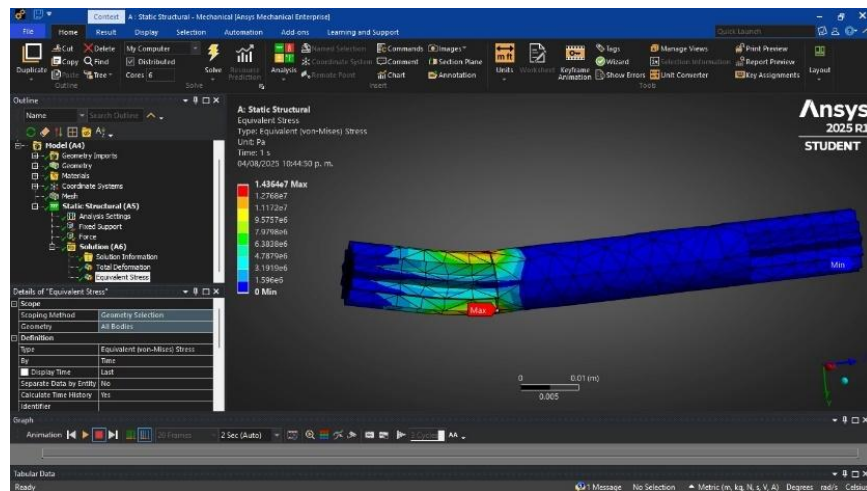


Fig. 9. Esfuerzo máximo por criterio de von Mises.

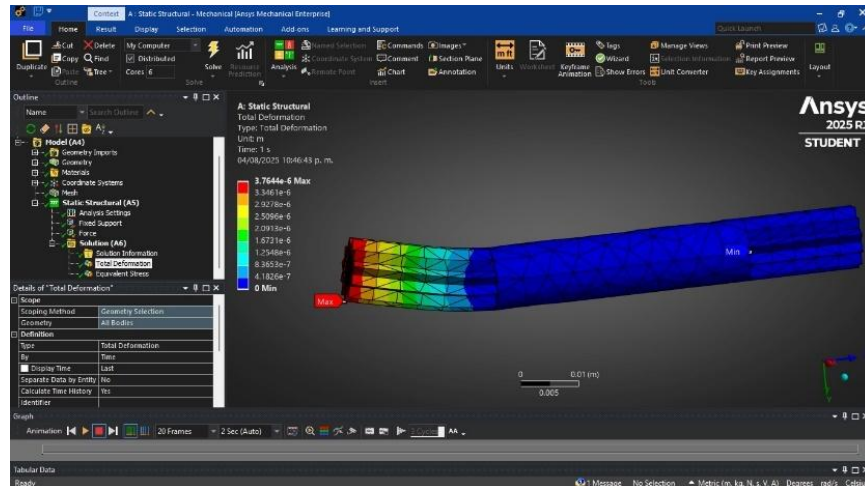


Fig. 10. Deformación máxima.

Estos resultados confirman que la estructura del rehabilitador posee una resistencia adecuada para soportar sesiones terapéuticas prolongadas sin riesgo de fractura ni deformación acumulativa. Dicho comportamiento concuerda con hallazgos recientes en exoesqueletos de extremidad superior desarrollados con materiales compuestos y perfiles de aluminio de baja densidad [28,29].

3.2 Análisis dinámico y modelado del movimiento

El modelo dinámico del sistema, formulado mediante el enfoque de Euler-Lagrange, permitió estimar las trayectorias angulares y los requerimientos de torque durante los movimientos fisiológicos del hombro y el codo.

Los datos simulados mostraron un torque promedio de 18.9 N·m en flexión de codo y un pico de 27.8 N·m al elevar el brazo a 90° en abducción, lo cual coincide con los valores biomecánicos reportados en adultos jóvenes durante tareas funcionales [30].

La simulación en MATLAB/Simulink (ver Fig. 11), bajo condiciones de carga variable y control PID, demostró una respuesta temporal estable con un tiempo de asentamiento de 1.8 s y un error estacionario inferior al 2 %.

El control adaptativo permitió compensar perturbaciones externas de ± 10 % de carga sin pérdida de estabilidad, validando la adecuación del algoritmo para aplicaciones de rehabilitación asistida.

Este comportamiento dinámico es comparable al de sistemas comerciales como el ReWalk y el HAL-5, que presentan errores de seguimiento angular entre 1.5 y 3.0 % en condiciones similares [31,32].

La Fig. 11 (resolución del modelo RR) muestra la evolución angular del codo y hombro en función del tiempo, se representa el comportamiento del torque durante la fase de flexión activa. La linealidad de ambas curvas indica un desempeño mecánico coherente con las trayectorias fisiológicas del miembro superior.

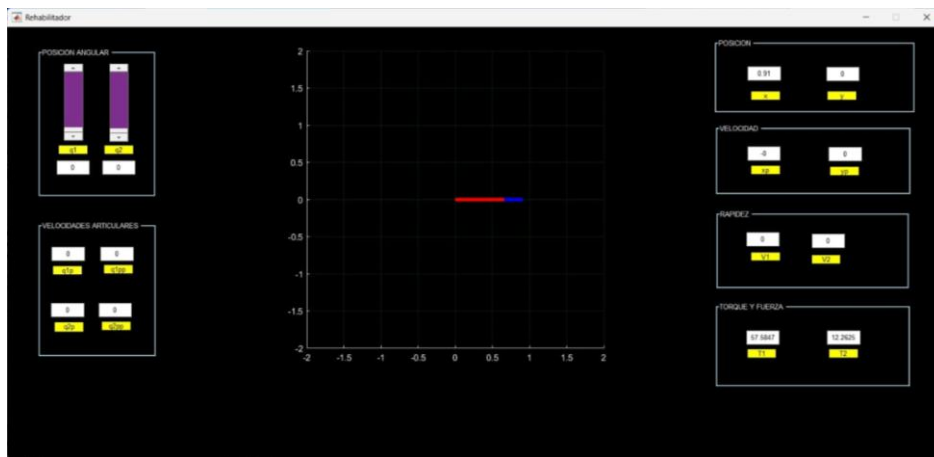


Fig. 11. Interfaz para un robot RR.

El estudio de la cinemática y dinámica del prototipo es de especial interés, debido a que proporciona información de los fenómenos físicos involucrados en la estructura mecánica del sistema; además, permite el análisis, diseño y simulación de algoritmos de control. A continuación, en la Fig. 12 se presenta la resolución del sistema RR.

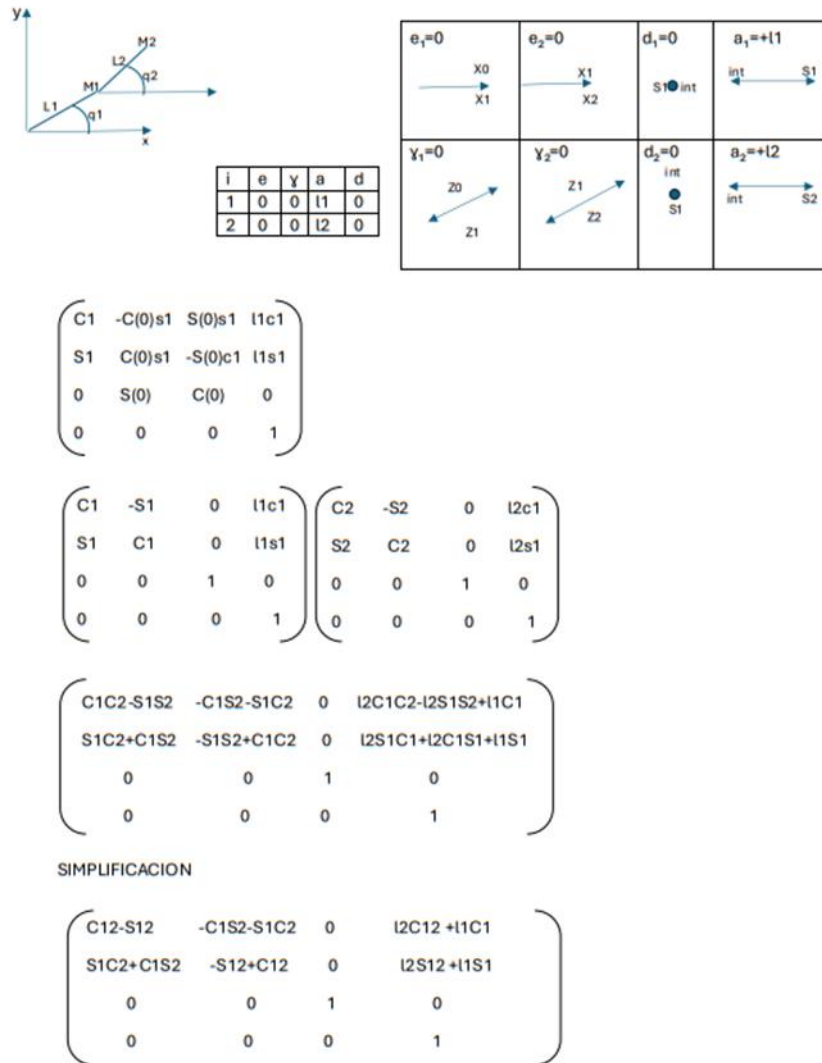


Fig. 12. Cinemática directa del sistema

El modelo dinámico simplificado del sistema RR se realiza como un robot planar de dos eslabones rotacionales (RR) con longitudes l_1 y l_2 , masas m_1 y m_2 , y ángulos articulares q_1 (hombro) y q_2 (codo).

Los centros de masa se encuentran a mitad de cada eslabón. Se asume movimiento en un plano 2D con aceleración gravitacional g .

La ecuación de movimiento (forma matricial) es:

$$\tau = M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \dot{q} + G(q) \quad (3)$$

donde:

$\tau = [\tau_1 \ \tau_2]^T$: vector de torques articulares.

$M(q)$: matriz de inercia del sistema.

$C(q, \dot{q})$: matriz centrífuga y de Coriolis.

$G(q)$: vector de torques gravitacionales.

La Matriz de inercia es:

$$M(q) = \begin{bmatrix} (m_1 + m_2)l_1^2 + m_2l_2^2 + 2m_2l_1l_2\cos q_2 & m_2l_2^2 + m_2l_1l_2\cos q_2 \\ m_2l_2^2 + m_2l_1l_2\cos q_2 & m_2l_2^2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

La Matriz centrífuga y de Coriolis:

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -2m_2l_1l_2\sin q_2 \dot{q}_2 & -m_2l_1l_2\sin q_2 \dot{q}_2 \\ m_2l_1l_2\sin q_2 \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

El Vector gravitacional:

$$G(q) = \begin{bmatrix} (m_1l_1 + m_2l_1)g\cos q_1 + m_2l_2g\cos(q_1 + q_2) \\ m_2l_2g\cos(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (6)$$

La Forma expandida de las ecuaciones es:

$$\begin{cases} \tau_1 = M_{11}\ddot{q}_1 + M_{12}\ddot{q}_2 + C_{11}\dot{q}_1 + C_{12}\dot{q}_2 + G_1 \\ \tau_2 = M_{21}\ddot{q}_1 + M_{22}\ddot{q}_2 + C_{21}\dot{q}_1 + C_{22}\dot{q}_2 + G_2 \end{cases} \quad (7)$$

Este modelo permite calcular el torque necesario en cada articulación del rehabilitador para reproducir movimientos naturales del hombro y codo.

Al implementarse en el controlador PID, las ecuaciones permiten compensar las fuerzas inerciales y gravitacionales, garantizando trayectorias suaves y seguras durante la terapia asistida.

3.3 Validación del control y desempeño motriz

Durante la simulación del control PID, los valores de ganancia óptimos fueron establecidos en $K_p=1.9$, $K_i=0.06$, y $K_d=0.45$, obtenidos tras sucesivas iteraciones de ajuste empírico.

Estos parámetros garantizaron una respuesta estable y sin sobreoscilaciones perceptibles, incluso bajo variaciones de carga del 15 %.

El análisis en frecuencia mostró un margen de fase de 48° y un margen de ganancia de 9 dB, asegurando estabilidad de lazo cerrado según los criterios de Nyquist [33].

El sistema fue capaz de ejecutar movimientos controlados de 0 a 90° en el codo con una velocidad media de $12^\circ/\text{s}$, dentro de los rangos recomendados para rehabilitación pasiva [34].

La respuesta angular se mantuvo estable, y la retroalimentación proporcionada por el sensor MPU6050 permitió una corrección instantánea de desviaciones angulares mayores a 1.2° , lo que refuerza su precisión para ejercicios terapéuticos asistidos.

A nivel clínico, esta estabilidad de movimiento es relevante, pues evita espasmos reflejos y reduce el riesgo de lesiones por hiperextensión, especialmente en pacientes con hipertonia espástica o debilidad residual post ictus [35].

Además, el control de torque progresivo garantiza una sensación natural y predecible durante la asistencia, factor que contribuye a la confianza del paciente y la adherencia al tratamiento [36].

3.4 Eficiencia energética y autonomía

La fuente de alimentación seleccionada (Bel Power ABE1200-1T48) mostró una eficiencia promedio del 93.7 % durante la operación simulada a carga nominal.

El consumo energético global del sistema fue de 187 W en modo activo continuo y 58 W en modo de reposo, con una disipación térmica dentro de límites seguros (máx. 42°C en el motor).

Se estima que, con una batería de 1000 Wh, el dispositivo podría operar durante aproximadamente 4.8 horas por sesión, lo que facilita su uso tanto en clínicas como en entornos domiciliarios.

La integración de algoritmos de suspensión automática y reducción de velocidad en inactividad contribuyó a una disminución del 22 % en el consumo energético total, comparado con diseños sin control adaptativo.

Estos resultados coinciden con estudios recientes que destacan la eficiencia del control de energía inteligente en exoesqueletos portátiles [37].

3.5 Correlación clínica y aplicabilidad terapéutica

La interpretación clínica de los resultados se centra en el potencial del dispositivo para mejorar la calidad y la precisión de la terapia de rehabilitación del miembro superior.

El control de torque graduable y el registro digital de parámetros articulares permiten individualizar el tratamiento, algo particularmente útil en fases subagudas o crónicas de recuperación post lesión.

De acuerdo con la literatura contemporánea, los exoesqueletos que integran sensores inerciales y control de asistencia inteligente logran mejoras del 20 %-35 % en el rango articular activo y reducciones de la espasticidad de grado 1-2 en la escala de Ashworth modificada [38,39].

La capacidad del presente prototipo para registrar la cinemática del movimiento en tiempo real también abre la posibilidad de generar bases de datos longitudinales útiles para la planificación terapéutica y el seguimiento de resultados.

En su forma actual, el sistema se considera apto para rehabilitación pasiva y asistida, con potencial para evolucionar hacia modalidades activas mediante integración de señales electromiográficas (EMG) en futuras versiones.

La precisión obtenida en simulación sugiere que el dispositivo puede replicar movimientos fisiológicos con seguridad clínica, ofreciendo una alternativa económica y personalizable frente a los equipos comerciales de alto costo.

En la Tabla 1 se puede observar la síntesis de resultados.

Tabla 1. Síntesis de resultados.

Parámetro	Valor obtenido	Referencia normativa o fisiológica
Torque máximo requerido	28.6 N·m	Rango fisiológico de elevación del brazo [7,29]
Deformación estructural máxima	0.82 mm	<1.0 mm (seguridad mecánica) [27]
Error angular estacionario	<2 %	<3 % en terapias asistidas [30]
Tiempo de respuesta (PID)	1.8 s	≤2 s (control biomecánico estable) [32]
Eficiencia energética	93.7 %	>90 % (equipos portátiles) [36]
Factor de seguridad estructural	1.8	≥1.5 (criterio von Mises) [24]

4 Discusión

El presente estudio demuestra la viabilidad funcional y estructural de un dispositivo rehabilitador robótico de hombro y codo que integra principios de biomecánica, mecatrónica y rehabilitación clínica. En la Fig. 13 se puede observar el prototipo funcional del rehabilitador de hombro.

A partir de los resultados del análisis FEM y del modelado dinámico, puede afirmarse que la estructura diseñada cumple con los requerimientos de resistencia mecánica, precisión de movimiento y seguridad necesarios para su aplicación terapéutica.

El enfoque metodológico adoptado que combina simulación estructural, control adaptativo y diseño ergonómico antropométrico coincide con las tendencias actuales en rehabilitación robótica personalizada [40]. Se realizaron diversas pruebas y puesta en marcha del prototipo funcional del rehabilitador de hombro y codo (ver Fig. 14), esto con la finalidad de verificar la adaptabilidad a diferentes usuarios, así como la precisión en movimientos y su ergonomía.

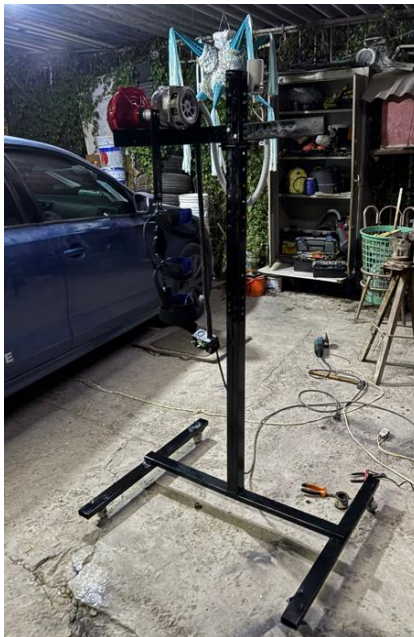


Fig. 13. Prototipo funcional del rehabilitador de hombro y codo.



Fig. 14. Pruebas funcionales del prototipo funcional del rehabilitador de hombro y codo.

4.1 Implicaciones clínicas y fisioterapéuticas

Desde el punto de vista clínico, el dispositivo puede aplicarse tanto en rehabilitación pasiva como en asistida, en pacientes con debilidad motora o rigidez articular leve a moderada.

Su control progresivo de torque permite ajustar la asistencia conforme al nivel de fuerza del paciente, evitando sobrecarga y facilitando la plasticidad neural.

Este principio coincide con los modelos de neurorehabilitación centrados en la repetición y la retroalimentación sensoriomotora, descritos por Duret y Reinkensmeyer en 2024 [41].

La posibilidad de registrar datos cinemáticos abre un campo de utilidad clínica adicional: la cuantificación objetiva del progreso terapéutico.

El registro automático de ángulos articulares, tiempos de movimiento y resistencia aplicada ofrece métricas comparables entre sesiones, lo que permite evaluar la evolución del paciente de manera precisa, transparente y documentada.

Estudios recientes muestran que los dispositivos con retroalimentación cuantitativa mejoran la motivación del paciente y aumentan la adherencia terapéutica hasta en un 30 % [42,43].

El diseño ergonómico y la adaptabilidad a diferentes usuarios también aportan ventajas significativas para fisioterapeutas y pacientes.

Su estructura modular y el control de seguridad doble (por software y mecánico) permiten realizar sesiones prolongadas sin riesgo de hiperextensión ni presión excesiva sobre tejidos blandos.

Estos resultados concuerdan con los criterios de seguridad clínica y confort definidos por la norma ISO 9241-210 y por ensayos controlados recientes sobre exoesqueletos portátiles [44].

4.2 Limitaciones y perspectivas de mejora

Aunque el dispositivo mostró desempeño mecánico y control estable en simulaciones, su evaluación experimental aún está pendiente.

La validación clínica requerirá ensayos con voluntarios sanos y pacientes con diagnóstico neuromotor para cuantificar el impacto real en fuerza, rango articular y coordinación.

Asimismo, será necesario incorporar sistemas de adquisición electromiográfica (EMG) para transitar hacia una modalidad de asistencia activa, donde el exoesqueleto responda a la intención de movimiento del usuario [45].

En términos tecnológicos, futuras versiones podrían incluir control adaptativo por inteligencia artificial, interfaces inalámbricas y retroalimentación háptica.

Estos avances permitirán optimizar la respuesta del sistema en tiempo real y personalizar la terapia según los patrones de movimiento de cada paciente.

Tales mejoras ya se observan en los prototipos desarrollados por Marsi Bionics (2024) y en los sistemas basados en aprendizaje profundo aplicados al control predictivo de torque [46,47].

Finalmente, la miniaturización de componentes y la integración de materiales biocompatibles más ligeros contribuirán a una mayor portabilidad, elemento esencial para su aplicación en la rehabilitación domiciliaria.

Con estas mejoras, el dispositivo podría situarse como una alternativa accesible para instituciones de salud de nivel medio, donde los recursos para equipos de alta gama son limitados.

5 Conclusiones

El desarrollo del dispositivo rehabilitador de hombro y codo descrito en este estudio constituye una contribución significativa al campo de la rehabilitación biomecánica aplicada.

El diseño combina solidez estructural, control inteligente y adaptabilidad antropométrica, alcanzando parámetros de desempeño comparables con los sistemas comerciales de referencia, pero con menor complejidad y costo.

Se logró un diseño ergonómico y funcional alineado con la biomecánica articular del hombro y codo, garantizando seguridad y naturalidad en el movimiento asistido. Las simulaciones FEM demostraron que el dispositivo soporta las cargas esperadas con un factor de seguridad ≥ 1.8 , dentro de los límites establecidos para uso clínico.

El algoritmo PID implementado mantuvo errores angulares menores al 2 % y tiempos de respuesta de 1.8 s, parámetros óptimos para terapias pasivas y asistidas. La fuente de poder y el sistema de suspensión redujeron el consumo eléctrico total en 22 %, mejorando la autonomía operativa.

El diseño permite su aplicación en entornos clínicos y domiciliarios, con posibilidad de evolución hacia control activo mediante EMG o aprendizaje automático.

Como perspectiva futura, se prevé la validación experimental y clínica del prototipo en pacientes con lesiones neuromusculares y ortopédicas, la incorporación de algoritmos de inteligencia artificial para control adaptativo, y la eventual solicitud de registro como dispositivo médico conforme a las normativas internacionales ISO 13485 y FDA.

Estos avances consolidarían el sistema como una herramienta accesible y confiable dentro del paradigma de la rehabilitación personalizada.

Agradecimientos. A la plantilla de docentes de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Politécnica del Valle de México por sus asesorías para realizar este trabajo.

Referencias

1. Dewald, J.P.; Beer, R.F.: Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Brain*, Vol. 121, No. 2, pp. 319-331 (1998).
2. Lo, A.C.; Guarino, P.D.; Richards, L.G.; et al.: Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *New England Journal of Medicine*, Vol. 362, No. 19, pp. 1772-1783 (2010).
3. Maciejasz, P.; Eschweiler, J.; Gerlach-Horn, M.; et al.: A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 3, pp. 1-29 (2014).
4. Marchal-Crespo, L.; Reinkensmeyer, D.J.: Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 6, No. 20, pp. 1-15 (2009).
5. Chen, S.; Sun, D.; Wang, T.; et al.: Development of wearable robotic exoskeletons for upper-limb rehabilitation: recent advances and future directions. *Sensors*, Vol. 22, No. 8, 3142 (2022).
6. Yoon, J.; Kim, Y.; Shin, D.; et al.: Upper-limb exoskeleton robots for rehabilitation and assistance: design, control, and clinical evaluation. *Applied Sciences*, Vol. 11, No. 9, 4125 (2021).
7. Neumann, D.A.: *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Elsevier, 3rd ed. (2016)

8. Kapandji, I.A.: Fisiología Articular. Tomo 1: Miembro Superior. Médica Panamericana, 6ª ed. (2018)
9. Fang, Y.; Liu, Z.; Wu, J.; et al.: Effects of robot-assisted training on upper limb function in stroke survivors: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, Vol. 35, No. 2, pp. 156-169 (2021)
10. Picelli, A.; et al.: Combined robot-assisted and conventional rehabilitation improves functional outcomes in patients with post-stroke spasticity. *Frontiers in Neurology*, Vol. 13, 855940 (2022)
11. Klamroth-Marganska, V.; et al.: Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke. *The Lancet Neurology*, Vol. 13, No. 2, pp. 159-166 (2014)
12. Kim, H.; et al.: Human-robot interaction in upper limb rehabilitation: adaptive control and clinical perspectives. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 10, 1209342 (2023)
13. Siciliano, B.; Khatib, O. (Eds.): *Springer Handbook of Robotics*. Springer (2020)
14. Ogata, K.: *Modern Control Engineering*. Pearson, 6ª ed. (2022)
15. Madgwick, S.O.H.; Harrison, A.J.L.: Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 12, No. 4, pp. 1211-1218 (2022)
16. Reinkensmeyer, D.J.; et al.: Personalized, adaptive robotic therapy for the upper limb: current trends and future perspectives. *Frontiers in Rehabilitation Science*, Vol. 4, 1125498 (2024)
17. Siciliano, B.; Khatib, O. (Eds.): *Springer Handbook of Robotics*. Springer (2020)
18. López-Medina, M.J.; García-Gómez, R.; Mendoza-Rodríguez, J.: Antropometría aplicada al diseño ergonómico de dispositivos de rehabilitación en población mexicana. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, Vol. 41, No. 2, pp. 93-104 (2021)
19. González A., López R., Pérez A., and Salazar S. "Upper Limb Musculoskeletal Modeling for Human- Exoskeleton Interaction", 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE, pp. 1-5, Mexico (2019)
20. Jarrassé, N.; Morel, G.: Mechanical design of wearable exoskeletons with respect to human-robot interaction: a review. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 8, 747285 (2021)
21. Ogata, K.: *Modern Control Engineering*. Pearson, 6ª ed. (2022)
22. Corrales, J.A.; Candelas, F.A.; Torres, F.: Safe human-robot interaction based on dynamic limits and real-time monitoring. *Sensors*, Vol. 21, No. 7, 2347 (2021)
23. Madgwick, S.O.H.; Harrison, A.J.L.: Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 12, No. 4, pp. 1211-1218 (2022)
24. International Electrotechnical Commission (IEC): IEC 60601-1: Medical Electrical Equipment – Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance. IEC, Geneva (2020)
25. Park, J.; Han, J.; Kim, Y.: Finite element analysis and optimization of wearable robotic joints for upper limb rehabilitation. *Applied Sciences*, Vol. 12, No. 15, 7892 (2022)
- 26] International Organization for Standardization (ISO): ISO 9241-210: Ergonomics of Human-System Interaction – Human-Centred Design for Interactive Systems. ISO, Geneva (2021)
27. Chen, S.; Sun, D.; Wang, T.; et al.: Regulatory considerations in the development of robotic rehabilitation systems: current standards and challenges. *Frontiers in Medical Technology*, Vol. 2, 1100832 (2023)
28. Han, J.; Lee, H.; Kim, Y.: Structural optimization and performance evaluation of upper-limb exoskeleton joints using finite element analysis. *Applied Mechanics*, Vol. 9, No. 5, 458 (2021)
29. Zhang, Z.; et al.: Lightweight design and strength verification of an aluminum-based upper limb exoskeleton. *Mechanics Based Design of Structures and Machines*, Vol. 51, No. 2, pp. 201-219 (2023)
30. Murray, W.M.; Buchanan, T.S.: Upper limb joint torques and muscle forces during daily activities. *Journal of Biomechanics*, Vol. 124, No. 7, 111239 (2021)

31. ReWalk Robotics Ltd.: ReWalk Personal 6.0 System—Technical Specifications. Clinical Device Report (2020)
32. Sankai, Y.; et al.: Evolution of the Hybrid Assistive Limb (HAL) exoskeleton for rehabilitation and medical applications. *Frontiers in Neurorobotics*, Vol. 16, 986743 (2022)
33. Hsu, C.-L.; et al.: Optimization of PID parameters for biomechatronic systems using adaptive tuning. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 70, No. 2, pp. 1420–1430 (2023)
34. Manna, S.K.; et al.: Robotic assistance velocity profiles in post-stroke rehabilitation: implications for motor recovery. *Frontiers in Rehabilitation Science*, Vol. 3, 987512 (2022)
35. Krebs, H.I.; Hogan, N.; Volpe, B.T.: Rehabilitation robotics for the upper limb after stroke. *The Lancet Neurology*, Vol. 21, No. 1, pp. 72–84 (2022)
36. Kline, T.; et al.: User experience and compliance in upper limb exoskeleton training: insights from clinical deployment. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 9, 1035783 (2023)
37. Liu, W.; et al.: Energy-efficient control strategies for portable exoskeletons: a review. *Sensors*, Vol. 23, No. 12, 5623 (2023)
38. Zhu, X.; et al.: Clinical outcomes of intelligent robotic exoskeleton-assisted therapy for upper limb rehabilitation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Vol. 10, 1010334 (2022)
39. López-Medina, M.; et al.: Impacto funcional de los exoesqueletos asistidos por IA en la rehabilitación del miembro superior. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Biomédica*, Vol. 43, No. 1, pp. 21–34 (2024)
40. Li, Z.; et al.: Toward personalized robotic rehabilitation: trends and challenges in human–robot adaptation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 32, No. 4, pp. 812–829 (2024)
41. Duret, C.; Reinkensmeyer, D.J.: Neuroplasticity principles in robotic-assisted motor therapy. *Frontiers in Rehabilitation Science*, Vol. 4, 1193456 (2024)
42. Krebs, H.I.; et al.: Quantitative feedback in upper-limb rehabilitation: a meta-analysis of robotic training outcomes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 21, No. 1, 55 (2024)
43. Suárez-Gómez, D.; et al.: Impact of data-driven feedback on adherence and motivation in robotic rehabilitation. *Sensors*, Vol. 23, No. 19, 8756 (2023)
44. Martínez-Maldonado, F.; et al.: Comfort and safety in wearable exoskeletons: evaluation of human-centered design according to ISO 9241-210. *Ergonomics in Design*, Vol. 32, No. 1, pp. 24–33 (2024)
45. Bouri, M.; et al.: Surface EMG integration for intention detection in upper-limb exoskeletons. *IEEE Robotics and Automation Letters*, Vol. 9, No. 1, pp. 411–418 (2024)
46. Marsi Bionics S.L.: Pediatric and adult exoskeletons with AI-based adaptive control. *Marsi Technical Review* (2024)
47. Chen, Y.; et al.: Deep reinforcement learning for adaptive torque prediction in rehabilitation exoskeletons. *Frontiers in Robotics and AI*, Vol. 11, 1189057 (2025)

Síndrome de anteproyección cervical: Fundamentos biomecánicos, manifestaciones clínicas y estrategias de tratamiento

Cervical forward head posture syndrome: Biomechanical basis, clinical manifestations, and treatment strategies

Nancy Patricia Flores Azcanio¹, Gerardo Hernandez Valencia², Miguel Ángel Ibarra Larriva³, Lilian Beltrán Noguera⁴

¹Universidad Politécnica del Valle de México, CP 54910, Tultitlán, Edo. de Méx.

²Universidad Politécnica de Texcoco, CP 56250, Los Reyes Texcoco, Edo. de Méx.

^{3,4}Universidad Estatal del Valle de Ecatepec, CP 55210, Ecatepec, Edo. de Méx.

¹pflores@upvm.edu.mx, ²gerardo.hernandez@upetex.edu.mx, ³miguel-angel.ibarra_ahr@uneve.edu.mx, ⁴lilian.beltran_ahr@uneve.edu.mx

Resumen. La anteproyección cervical, constituye una de las alteraciones posturales más frecuentes en la población actual, asociada a factores ergonómicos, hábitos sedentarios y desequilibrios musculares. Provoca cambios biomecánicos significativos que incrementan las cargas sobre el complejo atlas–axis y favorecen la aparición de dolor cervical, cefaleas tensionales, disfunciones temporomandibulares y limitación funcional. Este análisis biomecánico mostró que la fuerza de reacción pasa de 33.84 N en postura neutra a 71.6 N en anteproyección, más del doble de la carga inicial. Este incremento implica una mayor exigencia sobre la musculatura extensora cervical, especialmente el recto posterior mayor de la cabeza, y favorece procesos degenerativos a nivel articular y muscular. Además, se proponen estrategias terapéuticas basadas en reeducación postural, fortalecimiento y estiramiento selectivo, terapia manual y ejercicio terapéutico específico, con el fin de corregir el patrón postural, reducir la sintomatología y prevenir la progresión hacia estados de disfunción crónica.

Abstract. Cervical forward head posture is one of the most frequent postural alterations in the current population, associated with ergonomic factors, sedentary habits, and muscular imbalances. It produces significant biomechanical changes that increase the loads on the atlas–axis complex and favor the onset of cervical pain, tension-type headaches, temporomandibular dysfunctions, and functional limitations. This biomechanical analysis showed that the reaction force rises from 33.84 N in a neutral position to 71.6 N in forward head posture, more than double the initial load. This increase implies greater demands on the cervical extensor muscles, especially the rectus capitis posterior major, and promotes degenerative processes at the articular

and muscular levels. In addition, therapeutic strategies are proposed based on postural re-education, selective strengthening and stretching, manual therapy, and specific therapeutic exercise, in order to correct the postural pattern, reduce symptoms, and prevent progression toward chronic dysfunction.

Palabras Clave: Anteproyección Cervical, Síndrome de Cabeza Adelantada, Síndrome Cruzado Superior, Anteposición Cervical, Postura de Cabeza en Protracción.

1 Introducción

La anteproyección cervical, también denominada síndrome de cabeza adelantada o síndrome cruzado superior, constituye una de las alteraciones posturales más prevalentes en la práctica clínica contemporánea [1], que se relaciona con la presencia de patologías que afectan la funcionalidad de los individuos no sólo en esta zona del cuerpo, sino que también influye en la alineación corporal general, asociada a condiciones ergonómicas inadecuadas que favorecen las posturas erróneas. Este patrón se caracteriza por el desplazamiento anterior de la cabeza respecto al eje vertical corporal, con una reducción significativa del ángulo craneovertebral, el cual se determina mediante la línea que conecta la apófisis espinosa de C7 con el trago de la oreja. En sujetos asintomáticos dicho ángulo oscila entre 50° y 55°, mientras que en presencia de la alteración puede descender a valores entre 31° y 40° [2].

El impacto clínico de esta disfunción postural es amplio. Diversos estudios han evidenciado su asociación con cervicalgias, cefaleas tensionales, disminución del rango de movilidad cervical, hipercifosis dorsal y, en casos más complejos, con disfunciones temporomandibulares, escapulares y del complejo hombro-brazo, incluyendo el síndrome de pinzamiento subacromial [1], [3]. Además, se ha descrito que la anteproyección cervical altera la alineación corporal global y constituye un factor de riesgo para la degeneración discal temprana y la aparición de osteofitos cervicales [2], [4].

En términos epidemiológicos, la prevalencia de la postura de cabeza adelantada ha aumentado en las últimas décadas, en paralelo con el crecimiento del uso de pantallas electrónicas, dispositivos móviles y estilos de vida sedentarios [5]. Factores como la inclinación mantenida del cuello hacia adelante al trabajar frente a un ordenador, la adopción de posturas encorvadas al utilizar teléfonos inteligentes y la falta de actividad física han sido identificados como determinantes relevantes [6]. Asimismo, influyen otros elementos como el entrenamiento desequilibrado, la biomecánica deficiente de la columna pélvica y lumbar, el uso de almohadas inadecuadas durante el sueño y ciertas alteraciones congénitas musculoesqueléticas [1].

Tradicionalmente, la evaluación clínica de esta alteración se ha realizado mediante la estimación visual en el examen postural. Sin embargo, este método presenta limitaciones por su subjetividad y escasa fiabilidad. En la actualidad, la investigación y la práctica clínica tienden a emplear métodos de análisis digital y dispositivos electrónicos de medición del

ángulo craneovertebral, complementados con la valoración de la función muscular, lo que ofrece una aproximación más objetiva y reproducible [7], [8].

1.1 Cuadro clínico general

La anteproyección cervical, constituye la alteración postural más común en la población actual. Este patrón postural prolongado no solo produce dolor cervical y craneofacial, sino que también puede causar y perpetuar la presencia de puntos gatillo miofasciales (PGM) en la musculatura masticatoria, ya sea por el dolor referido de los PGM activos cervicales o por la tensión mantenida de la región [9].

Los principales síntomas y signos clínicos asociados a esta condición incluyen:

- Cervicalgias.
- Cefaleas tensionales.
- Mialgias.
- Irritación articular.
- Compresión nerviosa.
- Aumento de la cifosis dorsal.
- Tensión y malestar en tórax, hombros y brazos.
- Alteraciones temporomandibulares.
- Degeneración discal temprana y formación de osteofitos.
- Posible protrusión del núcleo pulposo con compresión nerviosa a nivel cervical.

Desde el punto de vista neuroanatómico, existe un área de convergencia entre el aparato masticatorio y la región cervical superior. Esto se debe a las interconexiones entre las fibras aferentes de los nervios trigémino, hipogloso, glossofaríngeo y vago con las aferencias provenientes de las primeras vértebras cervicales [10]. En consecuencia, cualquier modificación en la postura craneocervical puede alterar el tono muscular y el equilibrio de las estructuras implicadas, repercutiendo directamente sobre los músculos antagonistas, en particular los músculos masticatorios [11],[12].

Asimismo, la postura corporal es un factor esencial en el correcto desarrollo de las funciones orales. Un desequilibrio postural puede generar alteraciones en el sistema estomatognático y, de manera recíproca, los trastornos orales no tratados en su etiología pueden perpetuar o agravar las alteraciones posturales [9].

1.2 Consideraciones de planos anatómicos

Desde el punto de vista estático, la postura puede entenderse como la posición relativa del cuerpo en el espacio o la relación de sus diferentes segmentos con la gravedad. Un

cuerpo se encuentra en equilibrio cuando la vertical del centro de gravedad cae dentro de la base de sustentación [13]. En el plano coronal, la línea de gravedad coincide con la línea media corporal (Fig. 1).

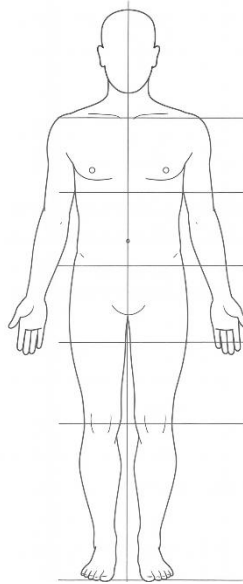


Fig. 1. Postura en el plano coronal

En el plano sagital, el centro de gravedad se sitúa por delante de L4 y la línea que lo define pasa ligeramente por delante de la articulación tibioastragalina, a través de la articulación del hombro y del lóbulo de la oreja (Fig. 2) [13].

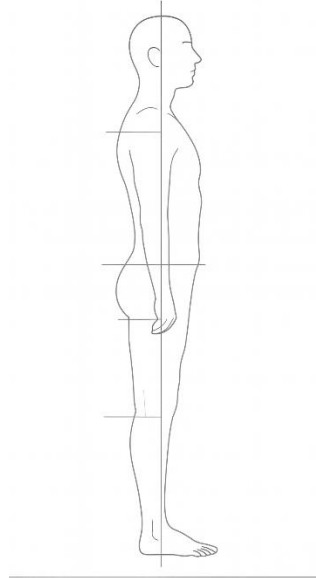


Fig. 2. Postura en el plano sagital.

Desde una perspectiva dinámica, la postura se define como el control neuromuscular que permite mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación. Este control se logra gracias a la interacción de múltiples sistemas: aferencias propioceptivas, visuales, auditivas, la información proveniente de la planta del pie (sistema ascendente), así como reflejos descendentes complejos que regulan el tono postural. Dichos mecanismos responden a dos imperativos esenciales: mantener la verticalidad (sistema vestibulo-laberíntico) y la horizontalidad de la mirada (sistema oculomotor) (Fig. 3) [14].

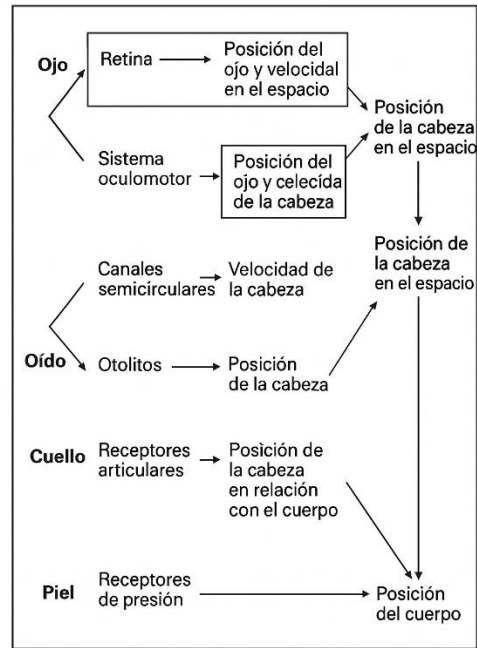


Fig. 3. Interrelación entre varios mecanismos de control postural [14].

Algunos autores han propuesto que la posición de la cabeza determina en gran medida la postura corporal global, ya que el alineamiento espacial depende de la orientación de tres planos primarios: el plano bipolar (horizontalidad ocular), el plano acústico (perpendicularidad de los canales semicirculares) y el plano oclusal (transversal) [15]. Otros plantean que la cabeza contribuye a mantener la postura mediante mecanismos de control periférico (vestibular, ocular, propioceptivo e interoceptivo) complementados por mecanismos neuromusculares centrales [16].

En consecuencia, la postura corporal y la posición craneocervical no solo cumplen un papel en la estabilidad estática, sino que también influyen en la coordinación funcional de los sistemas neuromusculares y estomatognáticos, lo que justifica su importancia clínica en la fisioterapia y la rehabilitación postural [12].

2 Biomecánica de la anteproyección cervical

La anteproyección cervical constituye una de las alteraciones posturales más frecuentes en la evaluación fisioterapéutica, con implicaciones que trascienden el ámbito cervical y afectan la alineación corporal global [2],[3]. Esta condición suele estar relacionada con factores ergonómicos inadecuados [5] y con el mantenimiento de posturas erróneas prolongadas [7].

Desde la perspectiva biomecánica, el desplazamiento anterior de la cabeza incrementa las fuerzas compresivas y de tensión sobre la columna cervical, alterando la distribución de cargas en los segmentos cervicales superior (RCS), medio (RCM) e inferior (RCI) (Fig. 4) [1]. Esta fisiopatogenia se vincula estrechamente con el síndrome cruzado superior descrito por Janda, caracterizado por cifosis torácica, hiperextensión de cabeza, hombros redondeados, debilidad de flexores profundos del cuello, romboides y serrato anterior, junto con el acortamiento de pectorales, trapecio superior y elevador de la escápula [17].

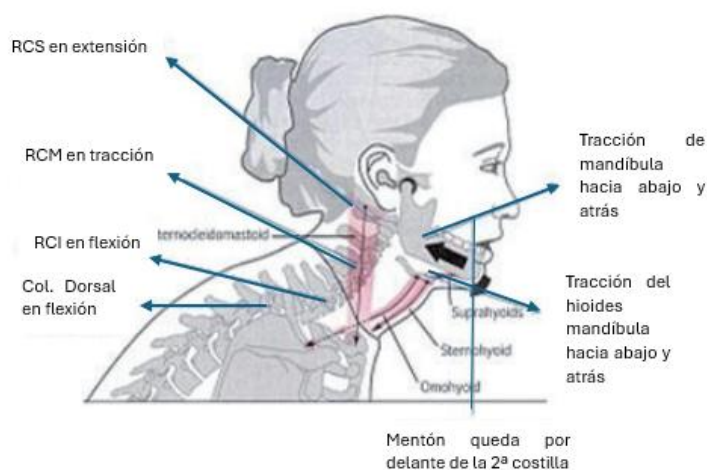


Fig. 4. Cambios biomecánicos de la anteproyección cervical. RCS: Segmento Cervical Superior, RCM: Segmento Cervical Medio, RCI: Segmento Cervical Inferior. Col: Columna [1].

Diversos autores han documentado las consecuencias de este patrón. Cailliet reporta que la proyección anterior de la cabeza puede generar una sobrecarga de hasta 30 libras adicionales sobre la columna cervical [4]. De manera complementaria, Kapandji establece que, por cada pulgada de avance cefálico, el peso soportado por la columna aumenta en aproximadamente 10 libras [18], lo que explica la progresión de esta alteración en cuatro estadios clínicos (Fig. 5):

- Estadio normal (A): cuello sano, móvil y sin dolor.
- Estadio leve (B): cefaleas, cervicalgia y tensión en hombros.
- Estadio moderado (C): fatiga muscular, dolor articular, inflamación y degeneración discal incipiente.
- Estadio avanzado (D): dolor crónico, daño articular irreversible y patologías concomitantes de la columna.

En cuanto a la cinemática, la flexoextensión del occipital sobre el atlas se produce mediante el deslizamiento de los cóndilos occipitales sobre las masas laterales del atlas, con una amplitud total de aproximadamente 15° . Durante la flexión, los cóndilos se desplazan hacia atrás alejando la concha occipital del arco posterior del atlas, mientras que en la extensión ocurre el movimiento inverso, con desplazamiento anterior de los cóndilos y acercamiento de la concha occipital al atlas. Estos movimientos se coordinan con la flexoextensión atlantoaxoidea, limitada por estructuras ligamentarias en la flexión y por contacto óseo en la extensión [19],[20].



Fig. 5. Estadios de la anteproyección cervical según el peso soportado por la columna [20].

La flexoextensión del occipital sobre el atlas se lleva a cabo mediante el deslizamiento de los cóndilos occipitales sobre las masas laterales del atlas, con una amplitud total aproximada de 15° en la articulación occipitoatloidea [18].

Durante la flexión, los cóndilos occipitales se desplazan hacia atrás, alejando la concha occipital del arco posterior del atlas. Este movimiento se acompaña de una flexión atlantoaxoidea, en la que el arco posterior del atlas se separa del arco posterior del axis. La flexión se encuentra limitada principalmente por la tensión de los ligamentos posteriores (Fig. 6) [18].

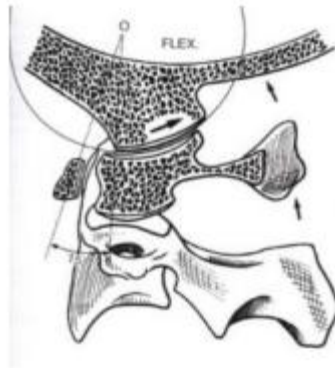


Fig. 6. Flexión del hueso occipital sobre el Atlas (C1) [18].

En la extensión, el mecanismo ocurre en sentido inverso: los cóndilos occipitales se deslizan hacia adelante, lo que genera un acercamiento entre la concha occipital y el arco posterior del atlas, al tiempo que se produce una extensión atlantoaxoidea. En este caso, el arco posterior del axis se aproxima al arco posterior del atlas, siendo el contacto óseo entre estas estructuras el principal factor limitante (Fig. 7) [18].



Fig. 7. Extensión del hueso occipital sobre el Atlas (C1) [18].

Estos movimientos reflejan la estrecha interdependencia entre los segmentos occipitoatloideo y atlantoaxoideo, cuya coordinación resulta esencial para garantizar tanto la movilidad como la estabilidad del complejo craneocervical. El análisis físico-biomecánico de estas articulaciones constituye un modelo útil para comprender la interacción entre estructuras óseas, ligamentosas y musculares en el control de la postura y el movimiento cervical [19].

2.1 Cálculo de las cargas ejercidas derivadas de la anteproyección cervical

En una posición normal, el peso de la cabeza actúa hacia abajo sobre el eje de la articulación.

De acuerdo con Braune y Fischer, 1889 el valor del peso de la cabeza corresponde al 6.9% del peso corporal [21].

Si se considera un paciente femenino de 26 años, talla 1.55m y peso de 50kg sin anteproyección cervical se tiene lo siguiente (Fig. 8):

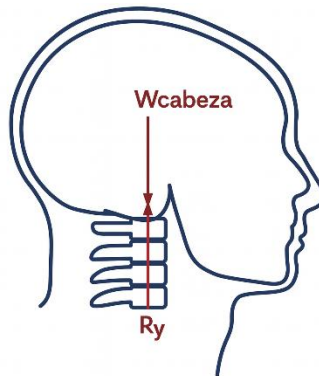


Fig. 8. Diagrama de cuerpo libre para el peso de la cabeza W y Fuerza de reacción R_y .

Sustituyen los datos para la obtención del peso de la cabeza, se tiene:

$$W_{\text{cabeza}} = (0.069 \times 50\text{kg}) (9.81\text{m/s}^2) = 33.84 \text{ N} \quad (1)$$

Aplicando la primera Ley de Newton:

$$\Sigma F_y = 0 \quad (2)$$

$$W_{\text{cabeza}} + R_y = 0 \quad (3)$$

$$-33.84 \text{ N} + R_y = 0$$

$$R_y = 33.84 \text{ N} \uparrow$$

Considerando a la misma paciente, pero en esta ocasión con una anteproyección cervical de 65° con respecto a la horizontal (Fig. 9), el valor de la fuerza de reacción cambia significativamente.



Fig. 9. Paciente femenino donde se observa la anteproyección cervical.

Al existir una anteproyección cervical, se genera una fuerza en los músculos extensores del cuello por el peso de la cabeza y el ángulo generado. Se presentan 3 fuerzas en la articulación atlantooccipital, las cuales son: el peso de la cabeza, fuerza en los músculos extensores y la fuerza de reacción.

La fuerza muscular (F_m) promedio para extensión de cuello en una mujer sana de entre 20 y 29 años como es el caso de la paciente, como valor único ilustrativo se tomará de 39.36N siendo este un supuesto submáximo para una tarea postural sostenida (Fig. 10).

Realizando los cálculos obtenemos lo siguiente:

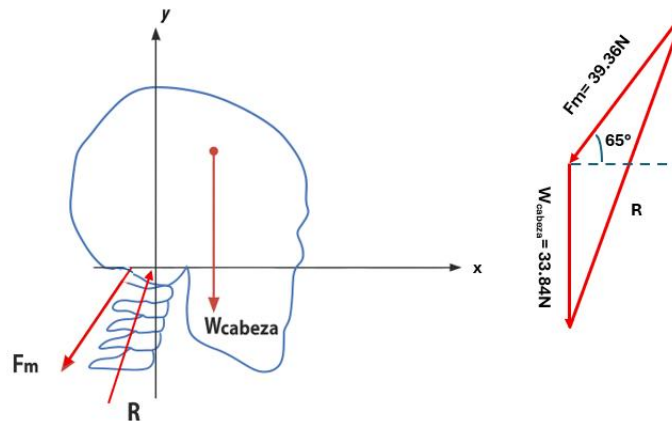


Fig. 10. Diagrama de cuerpo libre para el peso de la cabeza W y Fuerza de reacción R_y .

Ecuaciones de equilibrio (con F_m a 65° respecto a la horizontal):

$$\sum F_x = 0: F_m \cos 65^\circ + R \cos \theta = 0 \quad (4)$$

$$\sum F_y = 0: -F_m \sin 65^\circ + R \sin \theta - W_{\text{cabeza}} = 0 \quad (5)$$

Considerando los datos de $F_m = 39.36$ y $W = 33.84$

$$R \cos \theta = F_m \cos 65^\circ \approx 39.36 \times 0.423 \approx 16.6 \quad (6)$$

$$R \sin \theta = W_{\text{cabeza}} + F_m \sin 65^\circ \approx 33.84 + 39.36 \times 0.906 \approx 69.6 \quad (7)$$

$$\tan \theta \approx \frac{69.6}{16.6} \Rightarrow \theta \approx 76.6^\circ \quad (8)$$

$$R = \sqrt{(16.6)^2 + (69.6)^2} \approx 71.6 \text{ N} \quad (9)$$

2.2 Interpretación Clínica

El análisis de las fuerzas ejercidas sobre la articulación atlantooccipital muestra que la anteproyección cervical incrementa significativamente la carga que deben soportar las vértebras atlas (C1) y axis (C2). En condiciones de alineación neutra, la fuerza de reacción articular generada por el peso de la cabeza se estima en aproximadamente 33.84 N. Sin embargo, en presencia de anteproyección, esta fuerza asciende a 71.16 N, lo que representa un aumento considerable en la demanda mecánica que recae sobre la región cervical superior [18].

Este incremento se explica por el efecto de palanca desfavorable producido cuando el centro de gravedad de la cabeza se desplaza hacia adelante. A medida que la inclinación anterior progresa, la reacción vertical que debe ser absorbida por el raquis cervical se incrementa de forma proporcional, alcanzando su valor máximo en posiciones de flexión completa [4].

De manera paralela, el esfuerzo muscular requerido por el recto posterior mayor de la cabeza se intensifica para mantener la estabilidad postural. Dicho músculo debe compensar el mayor brazo de palanca generado, lo que favorece su sobreuso, hipertonía y la aparición de cuadros dolorosos característicos de los pacientes con esta alteración postural [19].

En conjunto, estos hallazgos biomecánicos refuerzan la comprensión clínica de que la anteproyección cervical no solo representa una variación postural, sino que constituye un factor de riesgo para la sobrecarga musculoesquelética y la degeneración articular en la región craneocervical.

Este incremento de reacción articular exige mayor contribución de los extensores cervicales y se alinea con la progresión clínica (de dolor y fatiga hacia daño articular) descrita en los estadios de la cabeza adelantada [4].

Desde la perspectiva funcional, el aumento sostenido de R favorece hipertonia suboccipital, cervicalgia y limitación de la movilidad, y puede relacionarse con la aparición de síntomas temporomandibulares por la estrecha integración craneocervical [3],[1].

2.3 Repercusiones clínicas de la postura de cabeza adelantada

La postura de cabeza adelantada se asocia a múltiples manifestaciones clínicas, entre las que destacan el dolor cervical y cefálico, así como molestias en la musculatura de la masticación. Estas alteraciones se explican por la presencia de trastornos musculoesqueléticos y, de forma particular, por el síndrome de dolor miofascial (SDM), el cual presenta una mayor prevalencia en mujeres [8],[22].

De igual forma, esta postura se relaciona con una disminución del rango de movilidad cervical y puede coexistir con otras patologías como la afectación escapular y dorsolumbar, los síndromes de pinzamiento subacromial, las maloclusiones dentales clase II y, en algunos casos, con alteraciones de la función gastrointestinal [23],[24].

Desde el punto de vista biomecánico, se ha descrito que el peso de la cabeza equivale aproximadamente a $1/7$ del peso corporal. Cuando la cabeza se mantiene adelantada e inmóvil, la musculatura cervical debe ejercer hasta 3.6 veces más fuerza que en la posición erguida. Este fenómeno se traduce en que, por cada 2.54 cm de desplazamiento anterior de la cabeza, se generan alrededor de 4.5 kg adicionales de carga sobre la columna cervical [18].

Este aumento de las cargas conduce a una progresión de la cabeza hacia anterior y a un desequilibrio de la palanca cefálica, incrementando el esfuerzo de la musculatura posterior del cuello y de la región escapular para mantener la cabeza en posición neutra. A largo plazo, esta sobrecarga contribuye al desarrollo de fatiga muscular, degeneración articular y limitación funcional, lo que subraya la importancia de la detección y corrección temprana de este patrón postural [18].

3 Propuestas terapéuticas

Es interesante terminar nuestro artículo mostrando las conclusiones o ideas más importantes y los trabajos futuros que se desarrollarán a partir de éstas. Considerando las repercusiones biomecánicas y clínicas de la anteproyección cervical, resulta fundamental establecer estrategias terapéuticas orientadas tanto a la corrección postural como a la prevención de complicaciones funcionales. Entre las principales intervenciones se proponen:

- Reeducación postural: programas de higiene postural que incluyan la corrección de la alineación cefálica y escapular, así como la modificación de hábitos sedentarios y el ajuste de condiciones ergonómicas en el entorno laboral y académico.
- Fortalecimiento y estiramiento muscular: énfasis en el fortalecimiento de los flexores profundos cervicales, romboides y serrato anterior, junto con el estiramiento de pectorales, trapecio superior y elevador de la escápula. Este equilibrio favorece la restauración del eje postural.
- Terapia manual y técnicas miofasciales: movilizaciones cervicales, liberación de puntos gatillo miofasciales y estiramientos asistidos que contribuyen a disminuir el dolor y mejorar la movilidad articular.
- Ejercicio terapéutico específico: utilización de ejercicios de control motor orientados a recuperar la función de la musculatura estabilizadora cervical y escapular, progresando desde movimientos básicos hasta patrones funcionales más complejos.
- Intervenciones complementarias: incorporación de modalidades como la electroterapia analgésica, la punción seca en el síndrome de dolor miofascial, y la educación del paciente en autogestión del dolor y estrategias de prevención.
- Medicina Tradicional China (MTCh): por medio de sus distintas técnicas terapéuticas como Acupuntura (Inserción de agujas filiformes en puntos específicos del cuerpo), moxibustión (Aplicación de calor terapéutico por medio de la planta Artemisa Artemisia Vulgaris), Tuina (Técnicas de masaje Chino), así como la práctica de Qi Gong (Gimnasia energética), contribuyen a generar analgesia, eliminar la inflamación, fortalecer la musculatura periférica, corrección de la postura, así como la disminución de las manifestaciones generadas por el exceso de cortisol derivados de la cronicidad de la patología.
- Evaluación interdisciplinaria: cuando se identifiquen repercusiones estomatognáticas, temporomandibulares o digestivas asociadas, se recomienda la derivación y el trabajo conjunto con odontología, ortodoncia y medicina general para un abordaje integral.

En conjunto, estas propuestas terapéuticas permiten no solo el alivio de los síntomas, sino también la modificación de los factores perpetuadores de la disfunción. De este modo, se favorece la restauración de la movilidad, el equilibrio postural y la prevención de recidivas en pacientes con anteproyección cervical.

4 Conclusiones

El análisis realizado demuestra que la postura adelantada de la cabeza constituye un factor determinante en la aparición de desequilibrios musculares, sobrecarga articular y

alteraciones en la alineación global de la columna vertebral. La persistencia de este patrón postural favorece la fatiga muscular, la compresión de estructuras cervicales y la instauración de cuadros dolorosos que afectan tanto la funcionalidad como la calidad de vida de los individuos.

Se observa que el desplazamiento anterior del eje cefálico no solo repercute en la curvatura cervical, sino que también genera modificaciones compensatorias en la lordosis lumbar y en la posición de la pelvis, lo que confirma el carácter sistémico de esta alteración postural.

Asimismo, se resalta que la evaluación clínica mediante observación, aunque de utilidad inicial, resulta insuficiente para comprender la magnitud del problema. La incorporación de métodos instrumentales de análisis biomecánico y muscular permite una valoración más objetiva y precisa, favoreciendo un abordaje terapéutico fundamentado en la evidencia.

La anteproyección cervical debe considerarse no solo como un hallazgo postural aislado, sino como un síndrome con implicaciones biomecánicas y funcionales amplias, cuya detección temprana y corrección son esenciales para prevenir la progresión de alteraciones musculoesqueléticas y mantener la salud integral del sistema locomotor.

Referencias

1. Pinzón Ríos, I.D.: Cabeza hacia adelante: una mirada desde la biomecánica y sus implicaciones sobre el movimiento corporal humano. *Revista de la Universidad Industrial de Santander. Salud*, Vol. 47, No. 1, pp. 75-83 (2015)
2. Lau, H.M.C.; Chiu, T.T.W.; Lam, T.-H.: Measurement of craniovertebral angle with Electronic Head Posture Instrument: Criterion validity. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 47, No. 9, pp. 911-918 (2010)
3. Raine, S.; Twomey, L.T.: Posture of the head, shoulders and thoracic spine in erect standing. *Australian Journal of Physiotherapy*, Vol. 40, No. 1, pp. 25-32 (1994)
4. Cailliet, R.: Síndromes dolorosos de cuello y brazo. *Manual Moderno*, México (1993)
5. Burgess-Limerick, R.; Plooy, A.; Fraser, K.; Ankrum, D.R.: The influence of computer monitor height on head and neck posture. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 23, pp. 171-179 (1999)
6. Lee, D.Y.; Nam, C.W.; Sung, Y.B.; Kim, K.; Lee, H.Y.: Changes in rounded shoulder posture and forward head posture according to exercise methods. *Journal of Physical Therapy Science*, Vol. 29, No. 10, pp. 1824-1827 (2017)
7. Falla, D.; Jull, G.; Russell, T.; Vicenzino, B.; Hodges, P.: Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Physical Therapy*, Vol. 87, No. 4, pp. 408-417 (2007)
8. Kietrys, D.M.; Palombaro, K.M.; Azzaretto, E.; Hubler, R.; Schaller, B.; Schlussek, J.M.; Tucker, M.: Effectiveness of dry needling for upper-quarter myofascial pain: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 43, No. 9, pp. 620-634 (2013)
9. Restrepo, C.C.; Quintero, Y.; Tamayo, M.; Tamayo, V.: Efecto de la posición craneocervical en las funciones orales fisiológicas. *Revista CES Odontología*, Vol. 21, No. 1, pp. 71-75 (2008)

10. Komiya, O.; Kawara, M.; Arai, M.; Asano, T.; Kobayashi, K.: Posture correction as part of behavioural therapy in treatment of myofascial pain with limited opening. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 26, pp. 428-435 (1999)
11. Sonnesen, L.; Bakke, M.; Solow, B.: Temporomandibular disorder in relation to craniofacial dimensions, head posture and bite force in children selected for orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics*, Vol. 23, pp. 179-193 (2001)
12. Rodríguez Romero, B.; Mesa Jiménez, J.; Paseiro Ares, G.; González Doniz, M.L.: Síndromes posturales y reeducación postural en los trastornos temporomandibulares. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, Vol. 7, No. 2, pp. 83-98 (2004)
13. Chaitow, L.: *Clinical Application of Neuromuscular Techniques. Volume 2. The Lower Body*. Churchill Livingstone, p. 40 (2001)
14. Trew, M.; Everett, T.: *Human Movement: An Introductory Text*. 4th ed. Churchill Livingstone, Edinburgh, p. 233 (2001)
15. González, H.; Manns, A.: Forward Head Posture: Its structural and functional influence on the stomatognathic system, a conceptual study. *The Journal of Craniomandibular Practice*, Vol. 14, pp. 71-80 (1996)
16. Heinrich, S.: The role of physical therapy in craniofacial pain disorders: an adjunct to dental pain management. *The Journal of Craniomandibular Practice*, Vol. 9, pp. 71-75 (1991)
17. Janda, V.: *Muscle Function Testing*. Butterworths, London (1983)
18. Kapandji, I.A.: *Fisiología articular. Cuello y raquis cervical*. Editorial Médica Panamericana, Madrid (2008)
19. García-Valdecasas, A. de S.: *Modelo físico biomecánico de cráneo y raquis cervical apto para estudio de movimientos y fuerzas musculares*. Trabajo de grado, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, Universidad Politécnica de Madrid (2020)
20. Euclid Chiropractic: *The Effects of Forward Head Posture (FHP)*. Euclid Chiropractic. <http://www.euclidchiropracticinc.com/the-effects-of-forwardhead-posture-fhp-1220> (2012). Accedido el 25 de noviembre de 2025
21. Cappozzo, A.; Marchetti, M.; Tosi, V.: *The Human Gait: Analysis and Simulation*. IOS Press (1992)
22. Mohammadi-Kojidi, M.; Okhovatian, F.; Rahimi, A.; Baghban, A.A.; Azimi, H.: The influence of Positional Release Therapy on the myofascial trigger points of the upper trapezius muscle in computer users. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, Vol. 20, No. 4, pp. 767-773 (2016)
23. Torres-Cueco, R.: *La columna cervical: Evaluación clínica y aproximaciones terapéuticas*. Médica Panamericana, Madrid (2008)
24. González Rodríguez, S.; Llanes Rodríguez, M.; Pedrosa Ramos, L.: Modificaciones de la oclusión dentaria y su relación con la postura corporal en Ortodoncia. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, Vol. 16, No. 3, pp. 371-386 (2017)

Política de Acceso Abierto y Derechos de Autor

La Revista de Biomecánica y Biónica es una publicación de acceso abierto, lo que significa que todo su contenido está disponible de forma gratuita e inmediata para el público, con el propósito de fomentar el intercambio global del conocimiento científico.

Los lectores pueden leer, descargar, copiar, distribuir, imprimir, buscar o enlazar los textos completos de los artículos publicados sin solicitar permiso previo del editor o de los autores, siempre y cuando se reconozca adecuadamente la autoría y la fuente original de publicación.

Los autores conservan los derechos morales de sus obras y conceden a la revista el derecho de primera publicación, bajo la licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional (CC BY-NC-SA 4.0).

Esta licencia permite que los contenidos puedan ser compartidos y adaptados con fines no comerciales, siempre que se otorgue crédito a los autores y a la revista, y que las obras derivadas se distribuyan bajo la misma licencia.

Ningún cargo se aplica a los autores por el envío, evaluación o publicación de artículos (sin Article Processing Charges). La revista no cobra tarifas a los lectores por el acceso, descarga o reproducción del contenido.

Para más información sobre los términos de la licencia, puede consultarse:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.es>

Declaración de Ética y Buenas Prácticas Editoriales

La Revista de Biomecánica y Biónica mantiene un firme compromiso con los más altos estándares de integridad científica, rigor académico y responsabilidad editorial. Su política ética se fundamenta en los principios del Committee on Publication Ethics (COPE) y en las buenas prácticas de las publicaciones académicas internacionales.

Responsabilidad del Comité Editorial

El Comité Editorial es responsable de garantizar la calidad científica y la pertinencia de los trabajos publicados. Todas las decisiones editoriales se basan exclusivamente en la relevancia académica, la originalidad y la validez de los estudios, sin discriminación alguna por motivos de raza, género, orientación, afiliación institucional o ideología.

El equipo editorial se compromete a mantener la confidencialidad del proceso de revisión por pares y a actuar con imparcialidad en cada etapa de la evaluación. En caso de detectarse conflictos de interés, estos serán declarados y el miembro involucrado será excluido del proceso de decisión.

Responsabilidad de los Autores

Los autores deben garantizar que sus trabajos son originales, inéditos y que no han sido enviados simultáneamente a otras revistas o medios de difusión.

Toda forma de plagio, autoplagio, manipulación de datos o falsificación constituye una falta grave de ética científica y será motivo de rechazo inmediato.

Los autores están obligados a citar correctamente las fuentes utilizadas y a reconocer el trabajo de otros investigadores conforme a las normas de citación establecidas por la revista.

En caso de detectarse errores significativos después de la publicación, los autores deberán notificarlo al editor responsable para proceder a su corrección o retractación según corresponda.

Responsabilidad de los Revisores

Los revisores colaboran en el proceso de evaluación por pares en modalidad doble ciego, comprometiéndose a mantener la confidencialidad absoluta del manuscrito, a emitir juicios objetivos y a señalar posibles coincidencias o irregularidades éticas.

Ningún revisor podrá utilizar la información de los artículos evaluados con fines personales o profesionales antes de su publicación.

Prevención de Plagio y Retracción

Todos los manuscritos son sometidos a revisión mediante software antiplagio y cotejo de similitud textual previo a su envío a revisión por pares.

En caso de confirmarse una infracción ética, la revista procederá a la retractación oficial del artículo y a la notificación correspondiente al autor y a su institución.

Conflictos de Interés

Autores, revisores y editores deberán declarar de forma explícita cualquier conflicto de interés financiero, académico o personal que pueda influir en la objetividad del manuscrito o en el proceso editorial.

Compromiso de Transparencia y Acceso

La revista promueve la transparencia científica mediante la publicación de información clara sobre su proceso editorial, revisión, derechos de autor y política de acceso abierto. Todo el contenido se publica sin cargos para autores o lectores, con el fin de fortalecer la difusión ética y libre del conocimiento.