



Problemas y diseño conceptual de un dispositivo accionado por cable para asistencia de hombro, codo y muñeca

C. Morales-Cruz¹, E. Ofanaike¹, M. Ceccarelli¹

¹ LARM2, Department of Industrial Engineering, University of Rome Tor Vergata, 00133 Rome, Italy, cuauhtemoc.morales.cruz@uniroma2.it, earnest.ofanaike@uniroma2.it, marco.ceccarelli@uniroma2.it

Este trabajo ofrece un análisis del problema del movimiento en relación con la anatomía del brazo humano, así como el diseño conceptual de un dispositivo actuado por cables para ejercitar el movimiento asistido en las articulaciones de la muñeca, codo y hombro. El diseño propuesto se centra en satisfacer la necesidad de ejercitar a personas que requieren apoyo en la movilidad de estas tres articulaciones, particularmente en el contexto de la asistencia domiciliaria. Basado en un mecanismo paralelo impulsado por cables, el dispositivo está concebido para ser ligero, portátil y adaptable a las necesidades de cada usuario.

El análisis del movimiento del brazo considera su estructura ósea, analizando las dimensiones, la disposición de los músculos, los grados de libertad y tipo de articulaciones. Se describen detalladamente la configuración y orientación de los ejes de referencia que permiten examinar los movimientos que el brazo puede realizar. Además, se especifican las dimensiones del brazo y el rango de movimiento que deben tenerse en cuenta en la propuesta de diseño del dispositivo de asistencia.

La propuesta de diseño se fundamenta también en la experiencia con el uso del L-CADEL v4, un dispositivo ligero actuado por cables para el movimiento asistido de la articulación del codo. Se presentan experiencias que ilustran la secuencia de uso y funcionamiento del dispositivo al ejercitar el brazo de una persona sana, así como el comportamiento de las variables de movimiento y el consumo de energía del dispositivo, evidenciando su eficacia en la realización de la tarea. Una de las innovaciones más significativas de esta propuesta en comparación con versiones anteriores es la incorporación del movimiento del hombro y la muñeca, lo que amplía las capacidades del prototipo anterior, que solo se enfocaba en la articulación del codo. Esta mejora permite al usuario realizar ejercicios integrales y esenciales para la movilidad o el fortalecimiento muscular de las personas.

A partir del análisis mecánico del movimiento del brazo, junto con experiencias previas e información de la literatura sobre dispositivos similares, se presenta un análisis detallado de los requisitos de diseño y operación, con un enfoque centrado en el usuario y el operador. Además, la propuesta contempla dos configuraciones intercambiables, cada una con sus ventajas y desventajas: la primera utiliza un motor para controlar las tres articulaciones, mientras que la segunda propone un motor independiente para cada articulación, lo que permite un control específico y adaptado a las necesidades del usuario.

1. Introducción

El envejecimiento de la población mundial ha generado una creciente necesidad de dispositivos innovadores que asistan el movimiento, especialmente diseñados para personas mayores y requieran asistencia para ejercitarse. Con el paso del tiempo, las funciones motoras, la fuerza muscular y la movilidad articular disminuyen significativamente, lo que dificulta la realización de actividades diarias y afecta la independencia y calidad de vida de los individuos. Para abordar estos desafíos, la tecnología ha evolucionado para brindar movimiento asistido, proporcionando soluciones que no solo favorecen la recuperación física y restauran la funcionalidad, sino que también mejoran el bienestar general de los usuarios.

A pesar de los avances logrados en el campo de los dispositivos de asistencia, las soluciones tradicionales han estado principalmente enfocadas en proporcionar soporte de movilidad, como bastones, andadores y exoesqueletos para miembros inferiores y en el área de la rehabilitación [1]. Sin embargo, estos dispositivos suelen carecer de la adaptabilidad y precisión necesarias para aplicaciones terapéuticas centradas en dar asistencia al movimiento de miembros superiores. Aunque efectivos, estos sistemas enfrentan limitaciones recurrentes relacionadas con su peso, tamaño, altos costos y en algunos casos reducido rango de movimiento, lo que dificulta su uso autónomo, especialmente en entornos domésticos [2].

En los últimos años, los sistemas accionados por cables han surgido como una alternativa prometedora, ofreciendo soluciones más ligeras y flexibles que imitan con mayor precisión los movimientos humanos naturales debido a que ya no es necesario que el actuador se encuentre cerca del eje que se quiere accionar. En este contexto, se han desarrollado robots paralelos actuados por cables, como CAREX [3] para la rehabilitación del brazo y sus tres articulaciones o KINECAB [4] para rehabilitación de miembro inferior también con atención a las tres articulaciones. Diseños como el L-CADEL [5] y sus versiones posteriores donde se puede observar la reducción en peso y consumo de energía en cada iteración [6-7] han demostrado avances significativos en portabilidad y asistencia específica para el movimiento articular, gracias al uso de mecanismos paralelos con cables que proporcionan movimientos suaves y precisos. Sin embargo, persisten desafíos relacionados con la carga excesiva sobre el brazo del usuario, la falta de confort y la escasa modularidad que limita su implementación en entornos no supervisados. Los dispositivos mencionados previamente han sido seleccionados entre múltiples soluciones disponibles, no solamente para considerar el panorama de soluciones existente si no para motivar el trabajo en desarrollar un nuevo dispositivo. Esto permite destacar cómo la propuesta presentada en este trabajo introduce mejoras significativas en la reducción del peso del dispositivo, mejorando su portabilidad y confort para el usuario.

En este contexto, se propone un nuevo diseño de dispositivo accionado por cables para el brazo humano con actuación para realizar la asistencia en el movimiento del hombro, codo y la muñeca. Este dispositivo tiene como objetivo superar las limitaciones de los sistemas existentes mediante un enfoque centrado en la distribución del peso del dispositivo es así como el máximo peso sobre el brazo del usuario se limite a 150 gramos, en comparación con los 1400 gramos reportados en la solución más ligera encontrada en la literatura [3]. Además, el diseño incorpora características ergonómicas y modulares para mejorar la portabilidad y permitir su uso autónomo en entornos domésticos. También se considera la implementación de capacidades de telemedicina para que los profesionales de la salud puedan monitorear de forma remota el progreso del paciente, lo que amplía significativamente el alcance y la accesibilidad del dispositivo.

Este artículo detalla los principios de diseño, los requisitos operativos y el marco conceptual del dispositivo propuesto, destacando su potencial para transformar los resultados de la rehabilitación del miembro superior. Asimismo, se aborda cómo esta innovación contribuye a superar las limitaciones actuales, ofreciendo una solución más eficaz, accesible y centrada en el usuario para mejorar su calidad de vida y promover su independencia.

2. Problema de movimiento asistido

Este trabajo se centra en el análisis y ejercicio del brazo humano, específicamente en sus tres articulaciones principales: hombro, codo y muñeca. Para abordar el problema del movimiento de manera integral, es esencial realizar un análisis desde dos perspectivas: estructural, considerando los huesos, y funcional, enfocándose en los músculos. El brazo humano, al tener 7 grados de libertad (considerando únicamente las articulaciones mencionadas), presenta una complejidad significativa en sus movimientos. Comprender cómo interactúan estas estructuras es fundamental para diseñar estrategias que asistan el movimiento con fines terapéuticos, mejorando la movilidad y la fuerza de quienes utilicen estos dispositivos.

La Figura 1 detalla los grados de libertad de cada articulación y los marcos de referencia que se emplearán en este trabajo para describir los movimientos. Desde un enfoque biomecánico, un dispositivo de asistencia al movimiento debe permitir, en la medida de lo posible, el rango completo de cada articulación como se muestra en la Figura 1 se lista en la Tabla 1, ajustados a los parámetros presentados en [9,10]. Cabe mencionar que los valores promedios presentados en [9] son valores de referencia que se pueden ajustar a una gran cantidad de personas. Sin embargo, un estudio más detallado como el que se muestra en [10] y con solo 192 hombres y 22 mujeres deja evidencia de

la amplia variabilidad del rango de movimiento de las articulaciones para cada individuo. Por lo que esto también debe ser tomado en cuenta.

La articulación del hombro es una de las más complejas del cuerpo humano y cuenta con tres grados de libertad que le confieren una movilidad excepcional. El primer movimiento es la flexión-extensión del hombro (q_{hx} F-E), que permite mover el brazo hacia adelante y hacia atrás en el plano sagital, siendo crucial para actividades como alcanzar objetos o balancear los brazos al caminar. El segundo movimiento es la abducción-aducción (q_{hy} A-A), que facilita el desplazamiento lateral del brazo, alejándolo o acercándolo al cuerpo en el plano frontal, como al levantarlo hacia un lado o bajarlo. El tercer movimiento es la rotación externa-interna también del hombro (q_{hz} E-I) que se produce al girar el brazo sobre su propio eje, permitiendo acciones como desplazar una puerta corrediza. El primer movimiento en la articulación del codo es la extensión-flexión del codo (q_{cx} F-E), que consiste en doblar el brazo hacia el cuerpo y en enderezar el brazo alejando la extremidad del cuerpo. Este movimiento, que se realiza alrededor del eje X de un marco fijo en el codo, es fundamental para actividades diarias como levantar objetos, alcanzar superficies y posicionar la mano con precisión. El segundo movimiento es la pronación-supinación del antebrazo (q_{cz} P-S), que rota el antebrazo alrededor del eje Z, permitiendo girar la palma hacia arriba (supinación) o hacia abajo (pronación). Este movimiento rotacional es esencial para tareas cotidianas como girar una manija de puerta, rotar una llave o ajustar el agarre de objetos, lo que hace que las articulaciones del codo y la muñeca sean fundamentales para nuestras actividades diarias.

La muñeca aporta dos movimientos adicionales: la dorsiflexión-flexión palmar de la muñeca (q_{mx} D-F), que permite que la mano se mueva hacia arriba (dorsiflexión) o hacia abajo (flexión palmar) a lo largo del eje X de un marco fijo en la muñeca, siendo indispensable para acciones como empujar, tirar o estabilizar; y la desviación radial-ulnar de la muñeca (q_{my} RD-UD), que implica un movimiento lateral de un lado a otro a lo largo del eje Y, facilitando habilidades motoras finas como escribir o manipular objetos pequeños.

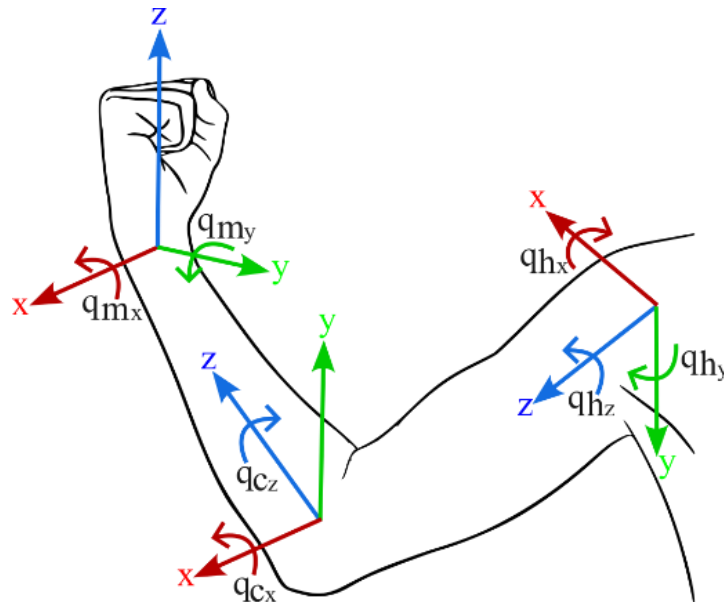


Figura 1: Anatomía de un brazo humano con movimientos angulares

(q_{hx} : flexión-extensión del hombro; q_{hy} : abducción-aducción; q_{hz} : rotación externa-interna; q_{cx} : extensión-flexión del codo, q_{cz} : pronación-supinación del antebrazo, q_{mx} : dorsiflexión-flexión palmar de la muñeca y q_{my} : desviación radial-cubital de la muñeca)

Tabla 1: Rango de movimiento de las articulaciones de un brazo humano sano en Figura 1 [9,10].

	q_{hx} F-E (°)	q_{hy} A-A (°)	q_{hz} E-I (°)	q_{cx} F-E (°)	q_{cz} P-S (°)	q_{mx} D-P (°)	q_{my} RD-UD (°)
Valores promedio	-50÷180	-50÷180	-90÷90	-10÷140	-80÷80	-60÷60	-20÷30
Percentil 95 H	-83÷210	NA	-96÷126	NA	-116÷125	-94÷78	-36÷47
Percentil 5 H	-39÷164	NA	-46÷90	NA	-78÷83	-61÷40	-16÷18
Percentil 95 M	-87÷217	NA	-85÷130	NA	-118÷139	-68÷42	-36÷43
Percentil 5 M	-33÷152	NA	-53÷95	NA	-82÷90	-98÷74	-16÷21

Estos valores son críticos para comprender las capacidades biomecánicas que un dispositivo de asistencia debe replicar, soportar o mejorar. Cada movimiento (flexión-extensión del hombro, abducción-aducción, rotación interna-externa, extensión-flexión, pronación-supinación, dorsiflexión-flexión palmar y desviación radial-cubital) refleja tanto la variabilidad individual como los límites fisiológicos. En este trabajo, el análisis de estos rangos guía el diseño del dispositivo propuesto, asegurando que las acciones realizadas respalden eficazmente el movimiento de las articulaciones sin generar daños al usuario.

3. Experiencias previas

Las Figuras 2(a-c) muestran capturas del desempeño del L-CADELv4 el cual es un manipulador paralelo accionado por cables y diseñado para asistir el movimiento del codo con un peso total de 614 gramos y se ajusta a un cubo de 19x18x11 centímetros. Este dispositivo fue desarrollado en el LARM2 en Roma mediante colaboraciones internacionales [5-7] y construido con componentes comerciales lo que reduce también su precio de fabricación hasta por menos de 100 euros. El diseño del dispositivo mencionado cumple con la tarea para la cual fue diseñado. Sin embargo, presenta ciertas limitaciones que afectan su efectividad general. Por ejemplo, la banda que lo mantiene sujeto al brazo contiene componentes todos los componentes electrónicos dispuestos de tal manera que se obtuvo un sistema voluminoso que no solo compromete la comodidad del usuario, sino que también restringen el rango de movimiento del codo, específicamente durante la flexión del codo. Estas deficiencias resaltan la necesidad de mejoras, particularmente en la reducción del tamaño y peso de los componentes electrónicos y mecánicos, para mejorar la movilidad y la experiencia del usuario durante los ejercicios de rehabilitación.

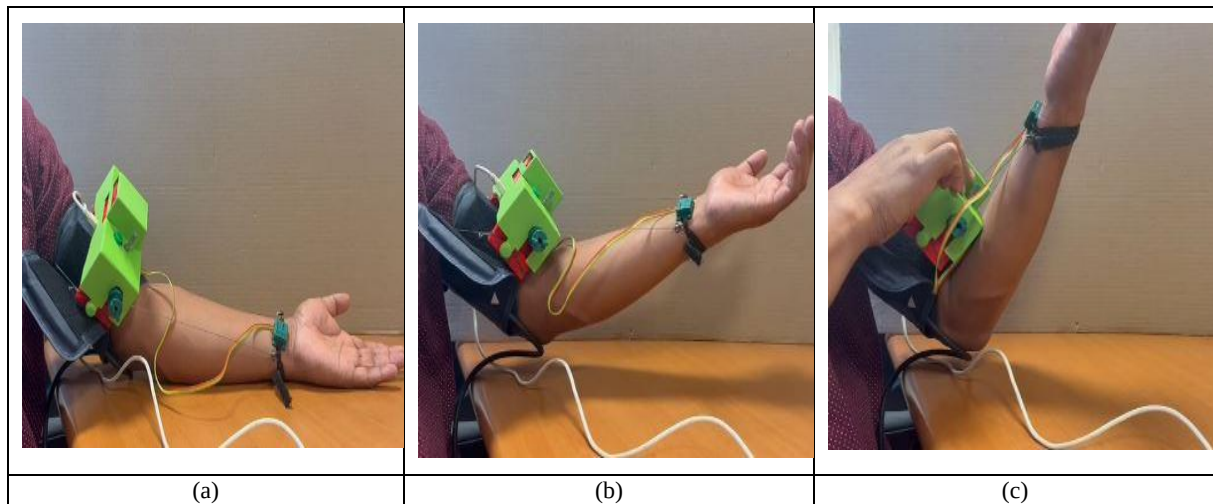


Figura 2: Capturas de la configuración de laboratorio para probar el L-CADELv4, dispositivo de asistencia al movimiento del codo humano.

La Figura 3 muestra los resultados obtenidos con resumen de los datos en la Tabla 2. La Figura 3 a) presenta los resultados obtenidos en una prueba de laboratorio, donde se analiza el movimiento angular asistido del brazo de una persona sana. En esta figura se observa cómo se consigue satisfactoriamente un desplazamiento angular amplio, pero no completo dentro del rango de movimiento de acuerdo con los datos de la Tabla 1, destacando la capacidad del sistema para proporcionar un movimiento controlado y seguro. La Figura 3 b) ilustra los datos de aceleración lineal correspondientes a lo largo de los ejes x, y, y z, así como la magnitud de la aceleración del movimiento combinado que fue medido mediante un sensor IMU que se instala en la muñeca como se ve en la Fig. 2. En esta figura se observa como la componente de gravedad se puede medir en cada uno de los ejes de acuerdo como estos van cambiando su alineación con este vector. Así mismo se observa como la magnitud se mantiene relativamente constante respecto de las componentes individuales.

Adicionalmente la Fig. 3 d) muestra la aceleración libre de gravedad de acuerdo con la Ec. (1). Esta figura muestra como las mayores variaciones suceden cuando se dan los cambios de dirección en el movimiento del brazo mostrado en la Fig. 3 a). Sin embargo, la magnitud de la aceleración sin gravedad formulada como

$$a_g = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} - g \quad (1)$$

se mantiene, la mayor parte del movimiento, en un rango reducido y con valores máximos y mínimos mostrados en la Tabla 2. Estos picos son principalmente el resultado de la alteración manual de la dirección de flexión y extensión del codo mediante los botones integrados en el sistema. Que a su vez ocasiona y explica que cada una de las repeticiones pueden tener diferentes rangos de desplazamiento.

La Fig. 3 c) muestra el comportamiento de la potencia eléctrica requerida para dar funcionamiento a los motores mientras se realiza el movimiento asistido. Se puede observar que los cambios bruscos suceden cuando se hacen la inversión en la dirección de movimiento de los motores al llegar al límite del desplazamiento deseado por el usuario. Sin embargo, la mayor parte del tiempo de funcionamiento se mantiene alrededor de los 2.5 W. Estos hallazgos resaltan la oportunidad de mejorar el diseño para incrementar la funcionalidad y la satisfacción del usuario en futuras iteraciones.

Tabla 2: Resultados de una prueba con L-CADELv4 como en la Fig. 2 con datos de la Fig. 3.

$q_{e_x} F-E$ (°)	a_x (m/s ²)	a_y (m/s ²)	a_z (m/s ²)	$a_{\bar{g}}$ (m/s ²)	Potencia (W)
-12÷75.4	-9.8÷2.1	-2.9÷3.8	1.8÷10.0	-4÷0.9	0÷18.3

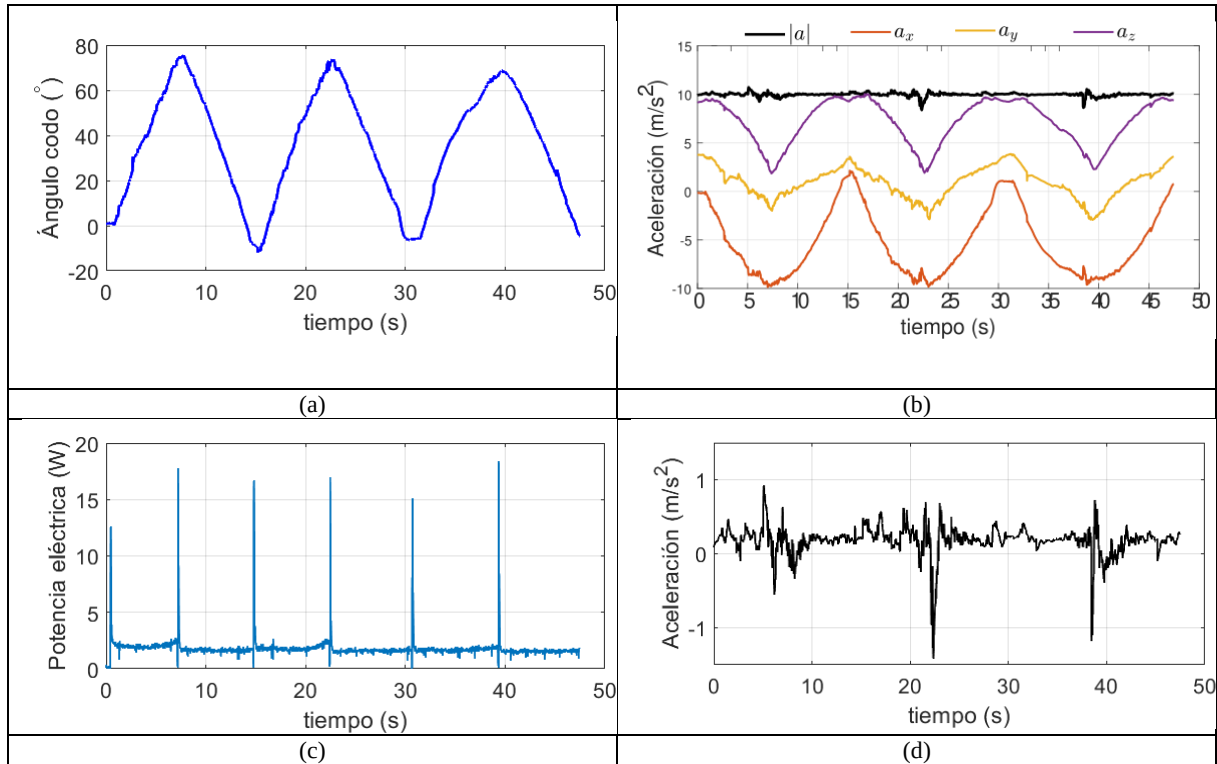


Figura 3: Resultados de una prueba de L-CADELv4 como en la Fig. 3 en términos de: a) ángulo del codo; b) aceleración lineal para cada uno de los ejes; c) potencia eléctrica consumida; y d) aceleración lineal sin gravedad

4. Requerimientos de diseño

La Figura 4 presenta un resumen de los requisitos clave de diseño para un dispositivo de asistencia, proporcionando una guía para identificar los conceptos esenciales que deben considerarse. Estos requisitos, aunque generales, abordan problemas importantes reportados en dispositivos anteriores, como la limitada portabilidad y la falta de comodidad para los usuarios [1]. El dispositivo L-CADELv4 como en la Fig. 2 se apega a muchos de los requisitos mostrados en la Fig. 4 como portabilidad, ajustabilidad, sensores. Sin embargo, algunas limitaciones como el reducido rango de movimiento limitan su efectividad. La integración de los conceptos en la Fig. 4 es fundamental para lograr el movimiento deseado, garantizar una adquisición precisa de datos y ofrecer un dispositivo que combine portabilidad con mayor confort. En cuanto a la biomecánica, un dispositivo de asistencia al movimiento enfocada a la flexión-extensión debe adaptarse al rango completo tanto del hombro ($q_{h_z} F-E$), como del codo ($q_{c_x} F-E$) y finalmente de la muñeca ($q_{m_x} D-P$), como se detalla en la Figura 1 a) y la Tabla 1 donde se puede observar la variabilidad de los rangos de la población. Esto incluye la consideración de variaciones individuales en la longitud de las extremidades, diferencias anatómicas y ángulos articulares específicos de cada usuario. Además, el diseño debe proporcionar una resistencia o asistencia adecuada, manteniéndose dentro de los límites de la capacidad muscular de los usuarios, para evitar el riesgo de lesiones o dolor y garantizar una experiencia segura y eficaz.

El sistema debe cumplir con ser portátil y por lo tanto su diseño debe ser compacto y ligero. También debe cumplir con facilidad de manejo, autonomía y aceptación por parte del usuario. En este sentido, un enfoque centrado en el usuario debería priorizar la comodidad, un diseño atractivo, reducción del ruido y garantía de mantenimiento reducido para así mejorar la experiencia. El monitoreo operativo debe utilizar sensores que miden ángulos

articulares, fuerza, presión y activación muscular, consumo de energía, entre otros. El procesamiento de datos debe considerar la retroalimentación sobre esfuerzo muscular, consumo de energía y resultados del ejercicio. En cuanto al almacenamiento de la información también se debe considerar la generación de informes gráficos y envía alertas para supervisores o personal médico, facilitando diagnósticos y ajustes en los tratamientos. Biomecánicamente, el sistema asegura un rango de movimiento adecuado, capacidad de carga ajustada, alta adaptabilidad y un diseño ergonómico. En conjunto, el sistema debe ofrecer una solución funcional, eficiente y orientada a las necesidades del usuario, combinando monitoreo preciso, facilidad de operación y confort en su uso.

La Figura 5 muestra los requisitos de operación que se deben considerar para realizar el movimiento en un dispositivo diseñado para el brazo humano. En primer lugar, el Movimiento debe planificarse cuidadosamente para garantizar que las acciones realizadas sean efectivas y seguras. La planificación del ejercicio incluye aspectos clave como la velocidad, que debe ajustarse según las necesidades y capacidades de cada usuario, permitiendo variaciones específicas para garantizar un movimiento controlado y adaptado. También se debe considerar el rango de movimiento, asegurando que el dispositivo permita una amplitud que respete los límites anatómicos y fisiológicos del usuario. La precisión es fundamental para realizar movimientos exactos y coordinados, mientras que la sincronización asegura que todas las partes del sistema trabajen de manera conjunta y armoniosa. Entre las principales limitaciones del diseño se encuentran la necesidad de una calibración inicial específica para cada usuario, así como la ajuste del diseño a diferencias antropométricas individuales.”

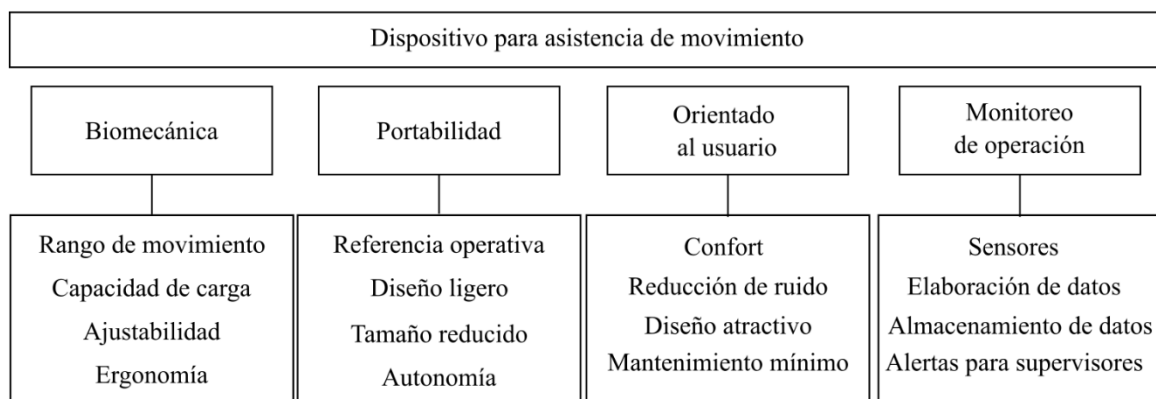


Figura 4: Requisitos clave de diseño para un dispositivo de asistencia al movimiento dirigido a las articulaciones del codo y la muñeca del brazo humano.

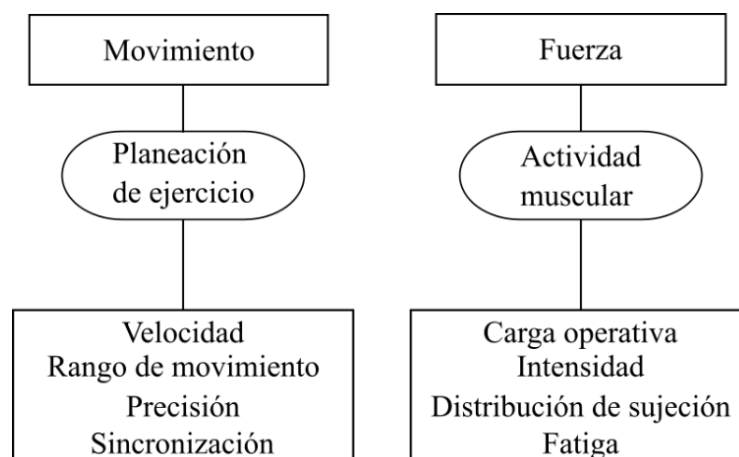


Figura 5: Requisitos operativos para un dispositivo de asistencia al movimiento para el brazo humano.

Por otro lado, el concepto de Fuerza en la Fig. 5 desempeña un papel crucial al evaluar la actividad muscular del usuario. Esto implica determinar la carga operativa, es decir, el peso máximo que el usuario puede levantar con asistencia del dispositivo. También se debe analizar la intensidad, medida en términos de repeticiones y velocidad durante el ejercicio. La distribución de sujeción es esencial para garantizar que los puntos de apoyo estén correctamente instalados, evitando molestias o lesiones. Finalmente, es necesario monitorear la fatiga muscular, permitiendo ajustes oportunos para evitar sobrecargas y maximizar la efectividad de la sesión de asistencia motora. Estos requerimientos aseguran un diseño funcional, seguro y orientado a las necesidades específicas de los usuarios.

5. Solución conceptual

El diseño conceptual y del sistema de un dispositivo de asistencia al movimiento para el brazo humano que incluye las articulaciones del hombro, codo y la muñeca se ilustra en las Figuras 6 y 7, que presenta dos configuraciones para la ubicación de los motores, derivadas de experiencias con prototipos previos como L-CADELv4 en Fig. 2 y análisis de requerimientos de diseño como de funcionamiento en las Figs. 4 y 5.

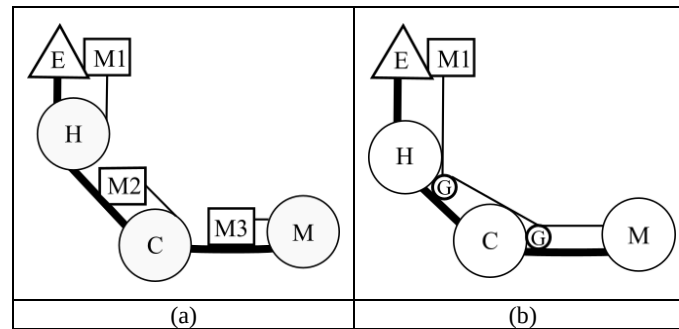


Figura 6: Esquema conceptual de un dispositivo de asistencia al movimiento para las articulaciones del hombro, codo y la muñeca: a) motor independiente para cada articulación, b) motor compartido para las tres articulaciones.

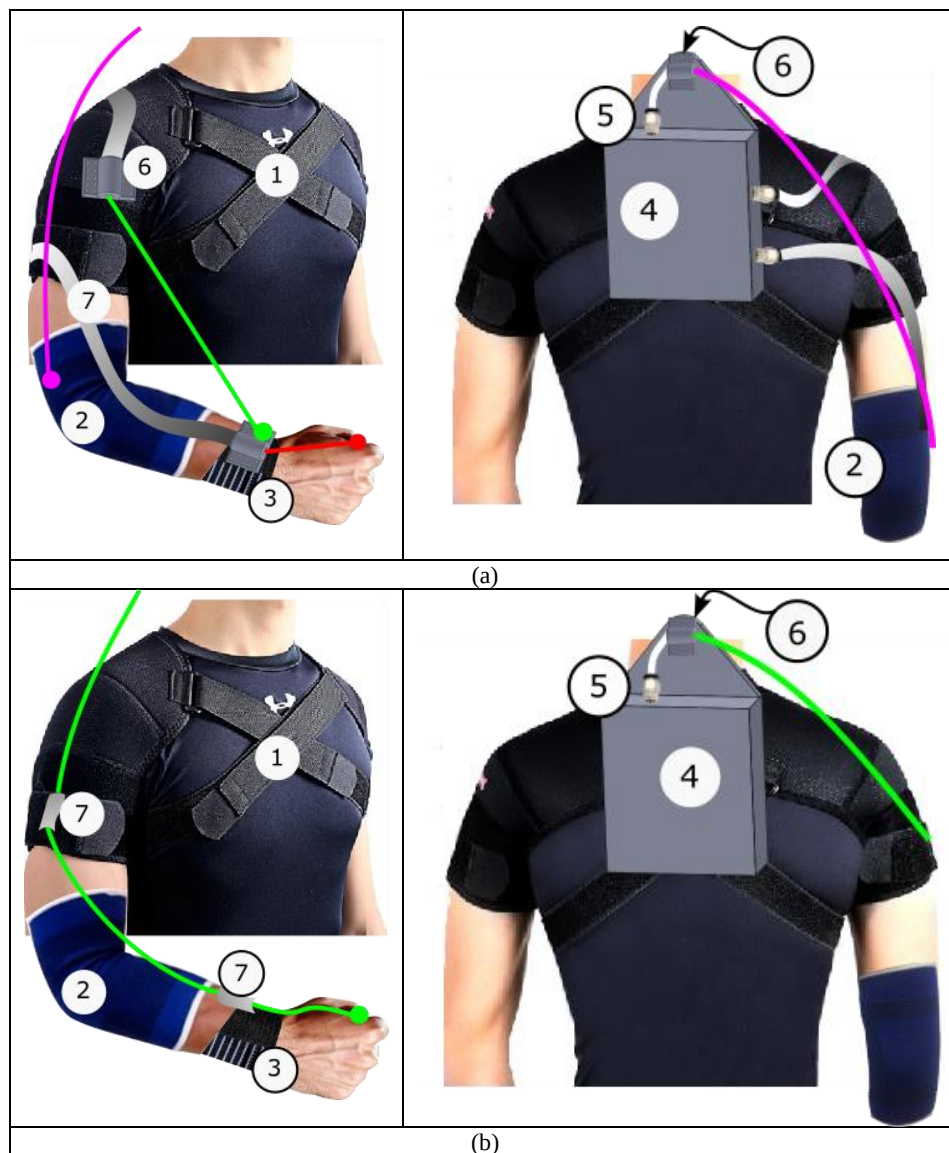


Figura 7: Solución práctica de un dispositivo de asistencia motora que implementa los conceptos de la Fig. 6 tomando como guías los requerimientos en Figs. 4 y 5: (a-b) motor independiente para cada articulación; (c-d) motor compartido para las tres articulaciones.

La primera configuración, mostrada en la Figura 6 a), asigna motores dedicados a cada articulación, permitiendo un control independiente que ofrece resistencia o asistencia personalizada según los requerimientos específicos del ejercicio. El motor 1 (M1) que se puede fijar a la espalda (E) se conecta a la articulación del hombro (H) mediante un cable y la estructura biomecánica del paciente, mientras que el motor 2 (M2) se conecta a la articulación del codo (C) mediante un cable y el brazo humano, finalmente el motor 3 (M3) se conecta a la muñeca mediante un cable y se fija al antebrazo.

La segunda configuración, ilustrada en la Figura 6 b), utiliza un motor compartido para las tres articulaciones, lo que resulta en un diseño más compacto y simplificado. Este enfoque puede reducir tanto el peso como los costos, proporcionando aún asistencia funcional efectiva. El motor 1 (M1) se sostiene en la espalda (E) y se conecta directamente a la articulación del hombro (H) mediante un cable. Simultáneamente se conecta para actuar la articulación del codo (C) y de la muñeca (M) con topes mecánicos que limitaran adecuadamente los diferentes límites del rango de movimientos conforme a la Tabla 1. Para lograr esto se utiliza una extensión del mismo cable a través de un mecanismo de guía instalado en las bandas de sujeción al brazo. Un aspecto importante es que estas configuraciones pueden ser intercambiables, ofreciendo una solución adaptativa y robusta para diferentes necesidades de ejercicio.

La Figura 7 a) muestra la solución práctica de la propuesta conceptual mostrada en la Fig. 6 a) y a su vez la Fig. 7 b) la solución práctica de la Fig. 6 b) donde: 1) Soporte hombro a hombro para sujetar el sistema principal, 2) soporte para conexiones en el codo, 3) soporte para conexiones en la muñeca, 4) CAD de la caja con los componentes electrónicos y motores, 5) conector PC4-M6 para las guías, 6) CAD de las piezas que se usaran para definir los puntos de acción de cada uno de los motores, y 7) tubos PTFE que se usaran como guías para los diferentes cables.

6. Análisis de rendimiento

Este trabajo propone dos soluciones basadas en un robot paralelo actuado por cables (RPAC) con un solo grado de libertad (1-DOF), diseñado para movimientos lineales simples mediante la tensión controlada de un cable conectado a una plataforma móvil, conocido como sistema medio [11]. Este sistema permite actuar únicamente en una dirección, siempre que la tensión del cable sea positiva y mayor a cero. Este enfoque básico se adapta a cada una de las articulaciones de sistemas más complejos, donde la estructura de soporte desempeña un papel fundamental. El sistema se implementa posicionando los motores lejos del brazo para evitar añadir peso innecesario. Cada motor acciona un cable que se conecta, a través de una guía, a un punto de acción específico en la articulación correspondiente. La Figura 8 ilustra el modelo de un robot paralelo actuado por cables con un solo grado de libertad adaptado para la solución propuesta (como se muestra previamente en la Figura 7).

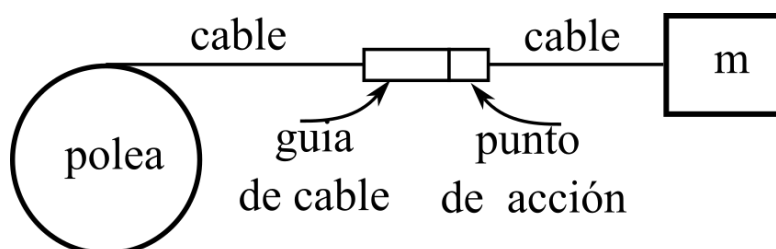


Figura 8: Modelo de un robot paralelo actuado por cables de un solo grado de libertad adaptado para la solución propuesta como en la Fig. 7.

En la primera solución, diseñada para instalarse en la mano humana y actuar sobre el hombro, el codo y la muñeca, los cables se fijan a puntos estratégicos denominados puntos de acción (AMx), como se observa en la Figura 8 a). Los actuadores se integran en una estructura ligera y portátil, mientras que las tensiones en los cables (Tx) son independientes, permitiendo transmitir fuerzas que replican movimientos naturales del brazo. Los puntos de sujeción son bandas hechas con textiles flexibles que proporcionan ajuste para las diferentes medidas de los usuarios, así como también para permitir el movimiento natural del músculo durante el ejercicio. Este diseño aprovecha la estructura del cuerpo como marco de anclaje y soporte, reduciendo ampliamente el peso y mejorando significativamente la eficiencia del sistema.

Por otro lado, la segunda solución presentada en este trabajo, ilustrada en la Figura 7 b) y también basada en el modelo simplificado de la Figura 8, se detalla en la Figura 9 b). En esta solución, se utiliza un único punto de acción del cable, complementado con topes mecánicos instalados en el mismo cable. Estos topes aseguran que se cumplan los requisitos de movilidad establecidos en las Figs. 4 y 5, cuyos datos se resumen en la Tabla 1. Cabe destacar que, antes de alcanzar los topes mecánicos, la tensión en los cables permanece uniforme.

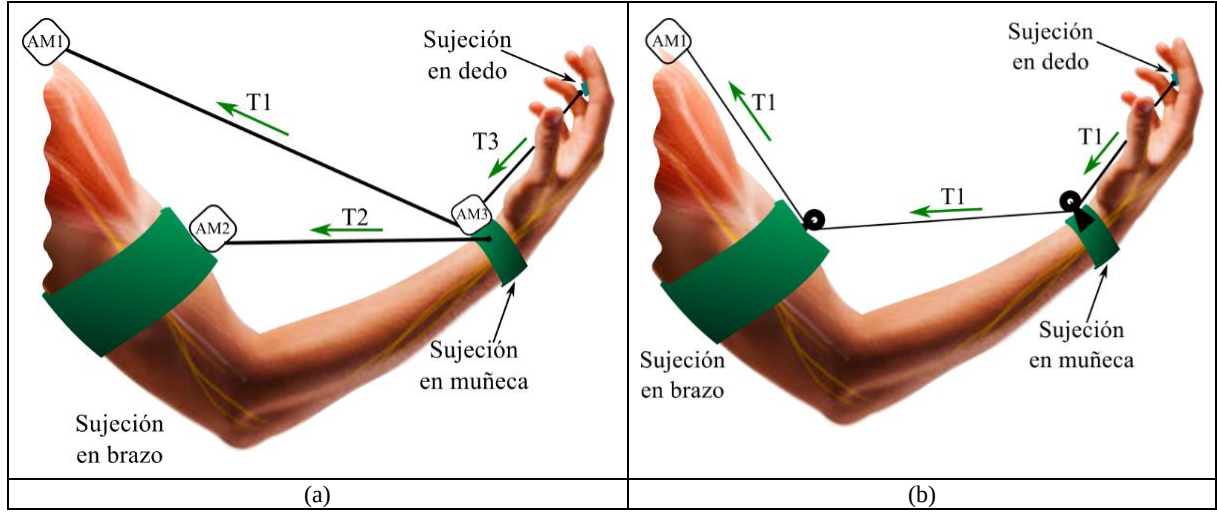


Figura 9: Una solución de diseño para dispositivo liviano, accionado por cable, para asistir a los movimientos del hombro, codo y la muñeca: a) motor independiente para cada articulación como en la Fig. 7 a), b) motor compartido para las articulaciones como en la Fig. 7b.

Finalmente, en la Fig. 10 se muestra como interactúa el modelo descrito anteriormente para el cable y los componentes biomecánicos, en este caso, del codo humano. Esta explicación se extiende para cada una de las articulaciones que se desea manipular y para cada una de las propuestas presentadas haciendo las consideraciones necesarias. La ecuación de equilibrio estático para los momentos en el eje del codo es:

$$\sum M_c = 0 = T_2 l - F_m l_{cm} - k_{cf} l_1 \Delta_{z1} - k_{ce} l_2 \Delta_{z1} \quad (2)$$

Donde l es la distancia instantánea del cable medida desde el punto de acción del cable al punto de sujeción, F_m es la fuerza provocada por la masa de la sección que se quiera desplazar, l_{cm} es la longitud al centro de masa, k_{cf} y k_{ce} son las constantes que asemejan el músculo correspondiente a un resorte, l_1 y l_2 son las distancias desde el codo hasta las uniones de los músculos, Δ_{z1} y Δ_{z2} son los desplazamientos lineales en los que se deforma el modelo del resorte. Por otro lado, las ecuaciones de equilibrio de fuerzas son

$$\sum F_z = 0 = F_m \cos q_{cx} - T_2 \cos \varphi_c - k_{cf} l_1 \cos q_{cx} - k_{ce} l_2 \cos q_{cx} \quad (3)$$

$$\sum F_y = 0 = F_m \sin q_{cx} - T_2 \sin \varphi_c - k_{cf} l_1 \sin q_{cx} - k_{ce} l_2 \sin q_{cx} \quad (4)$$

donde φ_c es el ángulo medido desde la horizontal al cable.

Estas ecuaciones son importantes para esta propuesta por que muestran como el modelo más sencillo de un robot paralelo actuado por cables cuando se interconecta a una estructura bien definida va a proporcionar los movimientos naturales del brazo humano donde el cable únicamente provee la asistencia necesaria para llevar a cabo el movimiento pero las restricciones asociadas con los movimientos de cada articulación los proporciona la misma estructura de cada una de las secciones.

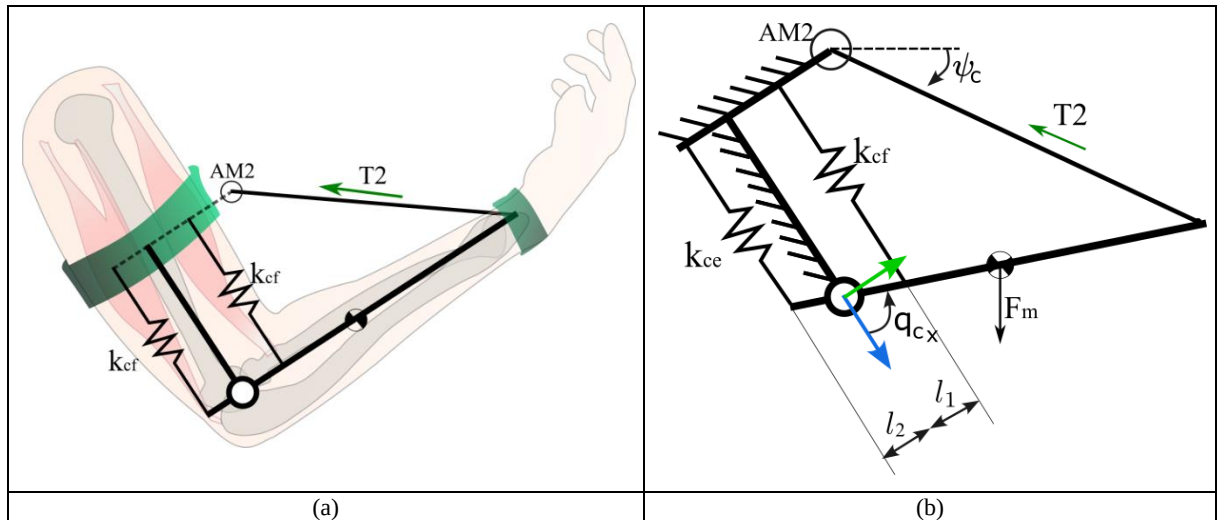


Figura 10: Diagrama de cuerpo libre para el movimiento en la articulación del codo: a) Relación con la anatomía humana, b) definición de variables

7. Conclusiones

Este artículo presenta un análisis de los requisitos de diseño y operación para el desarrollo de un dispositivo portátil de asistencia, impulsado por cables, diseñado para apoyar ejercicios del brazo humano. Las principales consideraciones de diseño incluyen la creación de un dispositivo ligero y fácil de usar, adaptable a usuarios de diferentes tamaños, que permita un uso autónomo y que incorpore capacidades de monitoreo de datos para supervisores de salud. La planificación y regulación de los ejercicios para obtener beneficios terapéuticos certeros requieren la integración de sensores seleccionados específicamente para esta aplicación, permitiendo que el dispositivo esté equipado, pero sea efectivo para el monitoreo por parte de profesionales de la salud.

Este artículo se centra en los requisitos de diseño y operación de un dispositivo impulsado por cables, orientado a la asistencia de las articulaciones del codo, la muñeca y el hombro, específicamente en la rotación interna-externa de esta última. Estudios futuros abordarán un análisis detallado de los modelos teóricos y validaciones experimentales en colaboración con fisioterapeutas para validar la solución propuesta. Además, el trabajo futuro se enfocará en desarrollar un prototipo ajustable al tamaño y operatividad de usuarios que permita realizar pruebas y evaluaciones en condiciones reales de uso..

Agradecimientos: Todos los autores agradecen el apoyo de la beca P2022A4ELB para el proyecto ASSIST del programa de financiamiento italiano PRIN-PNRR 2022.

8. Referencias

- [1] Grimmer, M., Rienen, R., Walsh, C.J., Seyfarth, A.: Mobility related physical and functional losses due to aging and disease - a motivation for lower limb exoskeletons. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 16(1), pp. 1-21 (2019). [Doi:10.1186/s12984-018-0458-8](https://doi.org/10.1186/s12984-018-0458-8)
- [2] Schmitter-Edgecombe, M., Luna, C., Cook, D.J.: Technologies for Health Assessment, Promotion, and Intervention: Focus on Aging and Functional Health, pp. 111-138. Springer, Cham (2022). [Doi:10.1007/978-3-031-11389-5_4](https://doi.org/10.1007/978-3-031-11389-5_4)
- [3] Mao, Y. and Agrawal, S. K.: Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics* 28(4), pp. 922-931 (2012). [Doi:10.1109/TRO.2012.2189496](https://doi.org/10.1109/TRO.2012.2189496)
- [4] Badi, A., Saad, M., Gauthier, G., Archambault, P.: Inverse Kinematics for a Novel Rehabilitation Robot for Lower Limbs. In: Gosselin, C., Cardou, P., Bruckmann, T., Pott, A. (eds) *Cable-Driven Parallel Robots. Mechanisms and Machine Science*, vol 53. Springer, Cham (2018). [Doi:10.1007/978-3-319-61431-1_32](https://doi.org/10.1007/978-3-319-61431-1_32)
- [5] Ceccarelli, M., Riabtsev, M., Fort, A., Russo, M., Laribi, M.A., Urizar, M.: Design and experimental characterization of L-CADEL v2, an assistive device for elbow motion. *Sensors* 21(15) (2021). [Doi:10.3390/s21155149](https://doi.org/10.3390/s21155149)
- [6] Laribi, M.A., Ceccarelli, M., Sandoval, J., Bottin, M., Rosati, G.: Experimental validation of light cable-driven elbow-assisting device L-CADEL design. *Journal of Bionic Engineering* 19(2), pp. 416-428 (2022). [Doi:10.1007/s42235-021-00133-5](https://doi.org/10.1007/s42235-021-00133-5)
- [7] Ceccarelli, M., Russo, M., Boschetti, G., Bottin, M.: Problems and requirements for motion-assisting devices for elderly people. In: Rosati, G., Gasparetto, A., Ceccarelli, M. (eds.) *New Trends in Mechanism and Machine Science*. pp. 20-27. Springer, Cham (2024). [Doi:10.1007/978-3-031-67295-8_3](https://doi.org/10.1007/978-3-031-67295-8_3)
- [8] Hamilton, N., Weimar, W., Luttgens, K.: *Joint Range of Motion*. McGraw-Hill, New York (2011), <https://accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?aid=1100791916>
- [9] Aizawa, J., Masuda, T., Hyodo, K., Jinno, T., Yagishita, K., Nakamaru, K., Koyama, T., Morita, S.: Ranges of active joint motion for the shoulder, elbow, and wrist in healthy adults. *Disability and Rehabilitation* 35(16), pp. 1342-1349 (2013). [Doi:10.3109/09638288.2012.731133](https://doi.org/10.3109/09638288.2012.731133)
- [10] NASA. *Anthropometry and biomechanics: NASA-STD-3000, Man-Systems Integration Standards* (Section 3.3.2.3.1). Houston, TX: NASA Johnson Space Center (1995). <https://msis.jsc.nasa.gov/sections/Section03.htm>
- [11] Godbole, H.A., Caverly, R.J., Forbes, J.R.: Modelling of Flexible Cable-Driven Parallel Robots Using a Rayleigh-Ritz Approach. In: Gosselin, C., Cardou, P., Bruckmann, T., Pott, A. (eds) *Cable-Driven Parallel Robots. Mechanisms and Machine Science*, vol 53. Springer, Cham (2018).. [Doi:10.1007/978-3-319-61431-1_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-61431-1_1)