

Diseño de prototipo para Mecanismo Autónomo de Rehabilitación Cinética (MARK I)

Prototype design for a Kinetic Autonomous Rehabilitation Mechanism (MARK I)

Israel Viveros Torres^a, Josimar Muñoz Delgado^b, José Antonio Aguirre Guzmán^c.

^aInstituto Tecnológico Superior de Alvarado, Veracruz, México, ivt_imec@hotmail.com;

^bTecnológico Superior de Alvarado, Veracruz, México, josimunoz25@gmail.com;

^cTecnológico Superior de Alvarado, Veracruz, México, auga720123@hotmail.com.

How to cite: Viveros Torres, I.; Muñoz Delgado, J.; Aguirre Guzmán, J.A. 2022. Diseño de prototipo para Mecanismo Autónomo de Rehabilitación Cinética (MARK I). In the proceedings book: International conference on innovation, documentation and education. INNODOCT/22. Valencia, November 2nd-7th 2022. <https://doi.org/10.4995/INN2022.2022.15745>

Abstract

Physiotherapy is a medical branch applicable to treat motor injuries. It is divided by its execution into passive and active. By passive treatment we understand the techniques that are carried out without the need for voluntary movement of the patient; it is the physiotherapist who mobilises or positions the body segments, without activation by the patient (JA, 2020). In active treatment, exercises or manoeuvres are usually performed that involve the participation of the patient, who is the one who performs the movement. Therefore, patient learning and participation is required, both physically and mentally. The selection of the appropriate technique and strategy for either active or passive treatment will depend on the type of injury and the stage of the injury. As a general rule, the tendency is to start with passive treatment but evolve to active techniques as soon as possible (Omar, 2014).

The objective of this paper refers to the design and implementation of a device that allows the integration of both types of therapy by means of automation and robotics technologies, allowing the development of rehabilitation therapy in a progressive manner and free from the assistance of a therapist for the execution of the routines. This passive/active knee rehabilitation mechanism will perform controlled flexion and extension movements, favouring post-surgical recovery. The above through the use of the application of the data acquisition technique called electromyography. Thus obtaining a tool that facilitates the integration of passive and active therapies in an effective way, achieving a postoperative period with a functional and efficient recovery.

Keywords: *physiotherapy, rehabilitation, robotics, electromyography.*

Resumen

La fisioterapia es una rama médica aplicable para tratar lesiones motrices. Esta se divide por su ejecución, en pasiva y activa. Por tratamiento pasivo entendemos las técnicas que se realizan sin necesidad de movimiento voluntario del paciente, es el fisioterapeuta el que moviliza o coloca los segmentos corporales, sin activación por parte del paciente (JA, 2020). En el tratamiento activo, se suelen realizar ejercicios o maniobras que implican la participación del paciente, que es el que realiza el movimiento. Por lo tanto, se requiere aprendizaje y participación del paciente, tanto a nivel físico como a nivel mental. La selección de la técnica y estrategia adecuada para el tratamiento ya sea activo o pasivo, esto dependerá del tipo de lesión y de la fase en que se encuentre. Por norma general, la tendencia es comenzar con tratamiento pasivo pero evolucionar a técnicas activas en cuanto sea posible (Omar, 2014).

El objetivo del presente refiere al diseño e implementación de un dispositivo que permita integrar ambos tipos de terapia por medio de tecnologías de automatización y robótica, permitiendo el desarrollo de la terapia de rehabilitación en forma progresiva y libre de asistencia de una terapeuta para la ejecución de las rutinas. Este mecanismo rehabilitador pasivo/activo de rodilla realizara movimientos de flexión y extensión controlados, favoreciendo la recuperación postquirúrgica. Lo anterior a través del uso de la aplicación de la técnica de adquisición de datos denominada electromiografía. Obteniendo así una herramienta que facilita la integración de las terapias pasiva y activa en forma eficaz, logrando tener un postoperatorio con una recuperación funcional y eficiente.

Palabras clave: *fisioterapia, rehabilitación, robótica, electromiografía.*

Introducción

En la actualidad, la realidad de las terapias de rehabilitación motriz, se ven altamente limitadas, esto principalmente debido a que la rehabilitación medica es una terapia de actividad física, en la que los ejercicios deben ser aplicados con la frecuencia e intensidad adecuadas, esto representa el requerimiento de la intervención de un terapeuta calificado, para la ejecución de los ejercicios de recuperación, de esta forma, dada la limitada disponibilidad de profesionales, la falta de tiempo para monitorizar la evolución de cada caso, además de la limitación que presento actualmente la pandemia por COVID-19, que limito al máximo el contacto entre las personas, incremento el déficit en esta área de atención a la salud (OMS, 2014). Por otra parte, la correcta ejecución de estas terapias en hospitales y otros centros

médicos requieren una dedicación y esfuerzo importante y continuado por parte de los profesionales médicos, lo que supone a su vez un costo importante para las instituciones sanitarias así como para los usuarios principalmente, y en la mayoría de los casos no es opción por los costos antes mencionados (ONU, 2015).

De esta forma se pretende sintetizar un mecanismo robótico, cuyo diseño funcional se adapte al entorno de trabajo con el paciente, así mismo su estructura permita, a un coste relativamente bajo, ejecutar las terapias físicas al paciente sin estar en presencia de un terapeuta, esto con la ventaja de soportar diversidad de sesiones de terapia en forma eficaz. Además de lo antes mencionado, se busca que la interfaz permita a nivel software dotar al prototipo de las capacidades de detección, por medio de un conjunto de sensores, y elementos de adquisición de datos en tiempo real, de la condición neuromuscular del paciente, esto por medio de la técnica denominada electromiografía. Estos datos adquiridos son necesarios para interactuar con el paciente, lo anterior de forma adaptativa con respecto a cada caso en atención, esta funcionalidad se logra por medio de algoritmos de control, que permitan los ajustes correspondientes con el grado de lesión, realizando estas funciones en forma simultánea y autónoma, de esta manera se proyecta que la ejecución del mecanismo, se realice en función al estado actual del conjunto muscular, activándose así con respecto a las señales adquiridas, ya sea de forma pasiva o activa con el usuario (González-Ojeda MG, 2022).

Desarrollo

La idea principal del proyecto propuesto es desarrollar un dispositivo robótico de asistencia para la ejecución de fisioterapia pasiva/activa provisto de una interfase cerebro-computadora-musculo. Este desarrollo se basa en fundamentos antes mencionados, referente a mecatrónica, robótica, así como el alto desarrollo de variedad de sensores de tipo biométrico. De esta forma, se requiere implementar un sistema para censar las señales bioeléctricas de los músculos que integran las extremidades inferiores, para tal efecto, empleamos principios de electromiografía y su conducción nerviosa. Aplicaremos el registro superficial debido a la practicidad de uso y colocación, además de que al utilizar este método no se interfiere con funciones naturales, y el valor medio de la señal registrada varía casi linealmente con respecto a la fuerza generada. Estos registros se han de utilizar para lograr el control artificial del movimiento de la ortesis robótica (Govantes BY, 2016).

De lo anterior se busca obtener una detección del nivel de atrofia del sistema musculoesquelético, esto midiendo la musculatura a través de la fuerza ejercida, así como el grado de extensión del miembro, ya que de esta manera podemos advertir la capacidad dinámica y motriz del músculo. Se proyecta valorar el grado funcionalidad de nuestro paciente, mediante la escala de Lovett-Kendall (H. J. Hislop, 2014). Bajo este paradigma se busca someter los músculos a pruebas de funcionalidad, utilizando un sistema de resistencia y gravedad gradual, según una escala de 0 a 6. Con base al análisis anterior se describe a continuación la metodología para implementar el proyecto, la cual consta de 9 fases:

Modelado y simulación de cadena cinemática robótica en software CAE: Se describe el modelo por medio de herramientas CAE, tales como MatLab y Working Model, esto a fin de definir los parámetros de operación del mecanismo, en relación con la metodología de cinemática directa e inversa. En esta etapa se aplican modelos de teoría de control en sistemas lineales a fin de establecer las condiciones de estabilidad, controlabilidad y observabilidad para el prototipo (Gabriela Peralta Lugo V, 2019) lo cual se muestra en la figura 1.

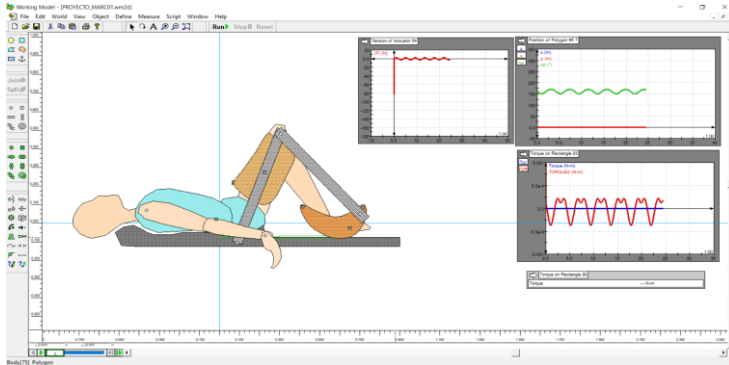


Figura 1. Simulación de prototipo de ortesis robótica evaluando la dinámica y cinemática.

Diseño CAD de estructura del mecanismo, así como selección de materiales: en esta etapa se seleccionan los materiales que se utilizarán para la creación del prototipo, se aplican herramientas CAE con herramientas FEA (análisis de elemento finito). En este punto se aplican análisis de diseño mecánico y de mecánica de materiales, a fin de evaluar la factibilidad y posible desempeño del prototipo, que en esta etapa queda estructurado en su formato definitivo. Ya habiéndose explicado cómo el MEF calcula la solución en cualquier punto del modelo a partir de las soluciones nodales. Se deberá haber considerado previamente los análisis de las soluciones para las mallas específicas de esta forma calculando las soluciones nodales despejando la ecuación de equilibrio estático del modelo:

$$\{F\} = [K]\{\delta\}$$

Donde:

[K]: matriz de rigidez del modelo

{F}: vector de fuerzas nodales

{δ}: vector de soluciones nodales, es decir los desplazamientos de los nodos según sus grados de libertad.

$\{F\}$ y $\{\delta\}$ tienen dimensiones $n \times 1$, siendo n el número de grados de libertad del modelo del elemento finito. En $\{F\}$, el valor de algunos elementos será conocido (fuerzas externas aplicadas al modelo) y otros serán desconocidos (reacciones en los apoyos). En $\{\delta\}$, el valor de los desplazamientos según algunos grados de libertad, serán conocidos (condiciones de ligadura del modelo), y otros serán incógnita. Para resolver la ecuación se debe calcular la matriz de rigidez $[K]$ del modelo, que se obtiene combinando las rigideces de los distintos elementos finitos que lo componen. Por tanto, el primer paso en el cálculo de $[K]$ consiste en calcular la matriz de rigidez de cada elemento finito. La solución $\delta(\{x\})$ en cualquier punto de coordenadas $\{x\}$ dentro de un elemento, se expresa mediante interpolación de los desplazamientos nodales está definida por:

$$\delta(\{x\}) = \sum_{i=1}^n (N^i(\{x\}) \cdot \delta^i)$$

En un análisis estático, la solución es un desplazamiento δ que en el caso más general tendrá tres componentes $\delta_x, \delta_y, \delta_z$. Por lo tanto, $\delta(\{x\})$ será en realidad un vector:

$$\delta(\{x\}) = [N(\{x\})] \cdot \{\delta\}$$

Por ejemplo, el desplazamiento de un punto $x\}P$ que se encuentra en un elemento triangulo de primer orden (3 nodos) es:

$$\begin{Bmatrix} \delta_{xp} \\ \delta_{yp} \\ \delta_{zp} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} N^1(\{x\}_p) & 0 & 0 \\ 0 & N^1(\{x\}_p) & 0 \\ 0 & 0 & N^1(\{x\}_p) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N^2(\{x\}_p) & 0 & 0 \\ 0 & N^2(\{x\}_p) & 0 \\ 0 & 0 & N^2(\{x\}_p) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} N^3(\{x\}_p) & 0 & 0 \\ 0 & N^3(\{x\}_p) & 0 \\ 0 & 0 & N^3(\{x\}_p) \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \delta_x^1 \\ \delta_y^1 \\ \delta_z^1 \\ \delta_x^2 \\ \delta_y^2 \\ \delta_z^2 \\ \delta_x^3 \\ \delta_y^3 \\ \delta_z^3 \end{Bmatrix}$$

Con base al modelo ya establecido, establecemos relación a partir de la teoría de la Elasticidad, la relación entre deformaciones y extensiones, donde $[\partial]$ es una matriz que representa las operaciones de derivación de la ecuación y $[B(\{x\})]$ la matriz de derivadas de las funciones de interpolación, por tanto tenemos las siguientes relaciones:

$$\{\delta(\{x\})\} = [N(\{x\})] \cdot \{\delta\}$$

$$\{\varepsilon(\{x\})\} = [\partial]\{\delta(\{x\})\}$$

$$\{\varepsilon(\{x\})\} = [\delta][N(\{x\})]\{\delta\} = [B(\{x\})]\{\delta\}$$

Finalmente, la relación entre las tensiones y las extensiones es:

$$\{\sigma(\{x\})\} = [D]\{\varepsilon(\{x\})\} = [D][\delta][N(\{x\})]\{\delta\} = [D][B(\{x\})]\{\delta\}$$

Donde [D] es la matriz elástica, cuyos elementos son función de las propiedades de rigidez del material (para un material isótropo, el módulo elástico E y el coeficiente de Poisson ν). A partir de estas relaciones se obtiene la expresión matemática para el cálculo de la matriz de rigidez de un elemento.

Cálculos de diseño mecánico y transmisión de potencia en el dispositivo Con base a lo anterior se aplicaran herramientas de cómputo para la elaboración de estos modelos así como para la evaluación previa de condiciones de transmisión de potencia con base a la configuración seleccionada. Se retoma en esta etapa las técnicas de control en sistemas lineales a fin de determinar las respuestas a los impulsos de entrada para las plantas de operación del prototipo y dimensionar los actuadores requeridos.

$$\begin{aligned} \overline{V}_{BC} &= \begin{bmatrix} i & j & k \\ 0 & 0 & 10 \\ 0 & 20 & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} i & j & k \\ 0 & 0 & -W_{AC} \\ 39.5 & 6.3 & 0 \end{bmatrix} \\ V_{BC}i + V_{BC}j &= -200i + (-39.5W_{AC}j + 6.3W_{AC}i) \\ V_{BC} &= -200 + 6.3W_{AC} \\ V_{BC} &= 39.5W_{AC} \\ V_{BC} &= -200 + (6.3)(V_{BC})(-0.025) \\ V_{BC} &= -200 - 0.1575V_{BC} \\ (1 + 0.1575) V_{BC} &= 2.50 \\ V_{BC} &= \frac{2.50}{1.1575} \\ \underline{V_{BC} = 172.75Cw} \end{aligned}$$

Con base al análisis anterior y a fin de evitar que el eje rotatorio se vuelva dinámicamente inestable se realizará el análisis con el enfoque para sistemas dinámicos. De esta forma tenemos que evaluar las condiciones del modelo establecido, de esta forma aplicaremos dos masas de análisis, una la del cople y por otro lado las paletas, se considera la rigidez del eje y la capacidad de amortiguamiento del rodamiento principal.

$$\sum T_2 = \theta''_2 I_2 \quad \sum T_1 = \theta''_1 I_1 \quad \sum T_2 = -T_{rk2} \quad \sum T_1 = -T_{rk1} - T_b$$

$$V_t = \omega r$$

$$\sum T_2 = -k_2\theta_2 \quad \sum T_1 = -b\theta_1' - k_1\theta_1$$

Realizando las operaciones de sustitución para la ecuación en la ecuación y aplicando la una identidad adecuada que nos relacione el desplazamiento de la segunda masa respecto de la señal de entrada que se genera por acción de la velocidad angular aplicada.

$$\frac{X_2(s)}{R(s)} = \frac{X_1(s)}{R(s)} * \frac{X_2(s)}{X_1(s)} \quad \frac{X_2(s)}{R(s)} = \frac{k_2}{I_2s^2 + k_2}$$

$$\frac{X_2(s)}{R(s)} = \frac{1}{s^4 + 0.5s^3 + 3s^2 + 0.5s + 1}$$

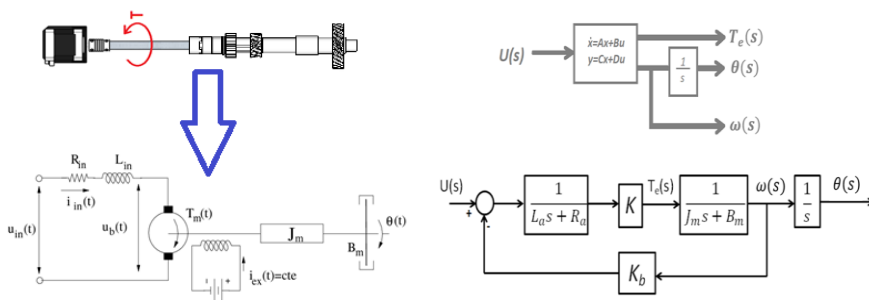


Figura 2. Modelado de sistema dinámica para transmisión de potencia.

Integración de elementos de potencia y manipuladores: en esta etapa se integran los componentes para el proceso de ensamble del prototipo robótico, la distribución y funcionamiento de acuerdo a la especificación demostrada con el software CAE (figura 3).



Figura 3. Integración del ensamble para el prototipo

Análisis y diseño del sistema de adquisición de datos: se describirán las etapas de análisis del sistema embebido, las herramientas utilizadas y las características de la interface que controla el prototipo. Se pretende realizar un agente inteligente que registre elementos que cumplan con los requerimientos de la cinemática para traslación orientación, y análisis dinámico en tensión isométrica del miembro (García, 2019) lo anterior se evidencia en la figura 4.

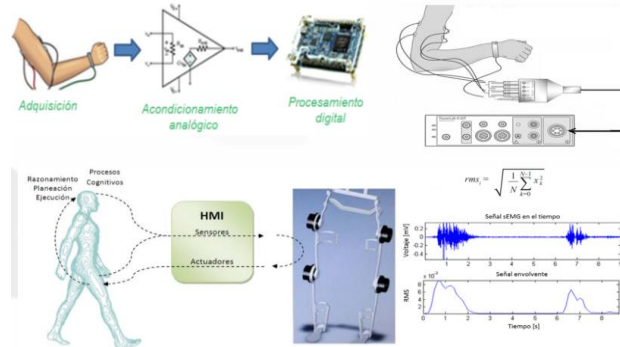


Figura 4. Principio de adquisición de datos bioelectricos para control de la ortesis.

Análisis y Conclusiones

Cuando una contractura o una limitación articular fija, disminuye la amplitud de movimiento articular, el paciente solo puede mover dentro de la amplitud de movimiento disponible. Por ejemplo, la amplitud de extensión de la rodilla normal es de 135 a 0°. En un paciente con una contractura en flexión de la rodilla de 20°, la prueba de la fuerza de extensión de la rodilla se realiza en el extremo de la amplitud de movimiento disponible 0 –20°. Si logra esta amplitud de movimiento con una resistencia máxima, el grado asignado será 5, de lo el grado asignado deberá ser menos de 3. Así se establece un alcance en la recuperación de niveles de funcionalidad del paciente superior al grado 3. Esto a través de pruebas isométricas de tensión en aducción femoral, aplicando el dispositivo en modo de valoración, como un dinamómetro, que permita valores por medio de una resistencia gradual de los cuádriceps del paciente, logrando una extensión óptima en el rango de:

0-135° en medición de aducción de rodilla
10 a 15° en medición de aducción de cadera.

Lo anterior con base a parámetros de referencia acotados en función al peso del paciente, así entonces, para una persona de 70 kg, el glúteo medio genera un par de fuerzas de unos 45 kg en cada iteración de la prueba. En el proceso de adquisición de datos de fuerza, en modo de dinamómetro por parte de la ortesis robótica, el valor recibido para una persona de 70 kg fue de 45 kg. De esta forma los valores esperados de tensión dinámica para los musculo que se evaluaron se situaron en un rango específico de 450 y 625 Newtons.

Referencias

- GABRIELA PERALTA LUGO V, A. G. (2019). Exoesqueleto para hipotrofia en miembro inferior. En *Diseño de prototipos para la inclusión de personas con discapacidad*. (págs. 193-204). Morelia, Michoacán, México.: UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO.
- GARCÍA, M. (2019). Dispositivo de inclinación con acelerómetro para control en pacientes con una discapacidad motriz profunda. *Diseño de prototipos para la inclusión de personas con discapacidad*, 1(1), 104.
- GONZÁLEZ-OJEDA MG, P.-F. E.-H. (2022). Estimulación eléctrica funcional y uso de ortesis robótica con un programa de control motor en un paciente con parálisis cerebral: reporte de caso. *Rev Mex Med Fis Rehab*, 32(2), 11-18.
- GOVANTES BY, J. A. (2016). Protocolo de actuación en la rehabilitación de pacientes amputados de miembro inferior. *Rev Cub de Med Fis y Rehab.*, 1(1), 33-43.
- H. J. HISLOP, D. A. (2014). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual*. Barcelona, España: Elsevier España, S.L.
- JA, C. (2020). Efectividad de la asistencia robótica para el entrenamiento de la marcha en niños con parálisis cerebral. *Rehabilitacion*, 54(2), 107-115.
- OMAR, A. (2014). Crean sistema para estudiar movimientos musculares. *Transferencia*, 1(107), 13.
- OMS. (04 de Abril de 2014). <https://apps.who.int/>. Recuperado el 16 de Enero de 2022, de http://apps.who.int/gb/ebwha/pdf_files/WHA67/A67_16-sp.pdf
- ONU, A. G. (25 de Septiembre de 2015). <https://www.un.org/>. Recuperado el 20 de Enero de 2022, de <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/2015/09/la-asamblea-general-adopta-la-agenda-2030-para-el-desarrollo-sostenible/>