



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Desarrollo de un mecanismo paralelo de un robot
de dos grados de libertad para rehabilitación de
extremidades superiores**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Luis Arturo Morales Bautista

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2021

Agradecimientos.

Quiero agradecer a mis padres por el apoyo brindado, quienes estuvieron conmigo en todo momento y por quienes he podido llegar a esta etapa de mis estudios. A Manu quien ha sido una segunda madre durante toda mi vida y cuyo apoyo no tiene fin. Gracias por su educación y formación.

A mis hermanos, que me apoyaron y acompañaron en esta etapa de mi vida; a Ramona por su compañía en las noches de desvelo; a mis tíos, quienes siempre me brindaron su apoyo; a mi tío Benito por su apoyo en el prototipo del mecanismo; a quienes me acompañaron en el inicio de mis estudios universitarios y ya no están con nosotros. Muchas gracias.

A mis amigos y compañeros por las experiencias y conocimientos compartidos.

Al Dr. Miguel Ángel Padilla Castañeda por brindarme la confianza y asesoría para desarrollar este proyecto, por motivarme a tener una mejor preparación y a ser un mejor ingeniero; al M.D.I Juan Salvador Pérez Lomelí por su apoyo para el desarrollo del mecanismo; al jurado asignado por la revisión del presente trabajo y por sus sugerencias para mejorarlo.

Al proyecto PAPIIT TA100920 por el apoyo para la realización de este trabajo y a la SECTEI 219/2019 (folio 9656c19) por la beca de tesis recibida.

Tabla de Contenido

1.	Resumen.....	1
2.	Introducción.....	2
2.1	Antecedentes.....	2
2.2	Objetivo de la tesis.....	6
3.	Enfermedad Vascul ar Cerebral. (EVC).....	7
3.1	Isquémico.....	7
3.1.1	Trombolico.....	7
3.1.2	Embolico:.....	7
3.2	Hemorrágico.....	8
3.3	Consecuencias de un EVC.....	8
4.	Estado del arte.....	10
4.1	MIT Manus.....	10
4.2	Gentle/s.....	10
4.3	Haptic Master.....	11
4.4	Nurse.....	12
5.	Marco teórico.....	13
5.1	Mecanismos.....	13
5.2	Barras.....	13
5.3	Cinemática.....	13

5.4	Pares cinemáticos.	14
5.4.1	Par inferior.	15
5.4.2	Par superior.	15
5.5	Cadenas cinemáticas.	16
5.6	Movilidad.	16
5.6.1	Grados de libertad de mecanismos planos.	17
5.7	Transmisión.	18
6.	Desarrollo.	19
6.1	Mecanismo tipo pantógrafo.	19
6.2	Grados de libertad del mecanismo tipo pantógrafo.	19
6.3	Análisis cinemático del mecanismo	20
6.3.1	Cinemática directa.	20
6.3.2	Cinemática inversa.	24
6.4	Matriz Jacobiana.	26
6.5	Singularidades	28
6.6	Índice de condición local.	29
6.7	Dispositivo previo.	30
6.8	Unidades del dispositivo a proponer.	31
6.9	Mecanismo propuesto.	34
6.10	Obtención de las velocidades.	35

6.10.1	Velocidades de arranque.....	37
6.10.2	Velocidades intermedias.....	37
6.10.3	Velocidades finales.....	38
6.11	Transmisión propuesta.....	40
6.11.1	Transmisión por banda.....	40
6.11.2	Elementos de la transmisión.....	42
6.12	Diseño en CAD.....	44
6.12.1	Diseño de las barras.....	44
7.	Conclusiones.....	47
8.	Trabajo a futuro.....	48
9.	Referencias.....	49

1. Resumen.

El presente trabajo trata sobre el diseño de un robot basado en un mecanismo paralelo planar para ser usado en la rehabilitación de miembros superiores. Mediante un análisis cinemático directo e inverso se analizaron las coordenadas del efector final del mecanismo y los ángulos de entrada de sus articulaciones. Posteriormente haciendo uso del índice de condición local (LCI) se encontraron las longitudes adecuadas del mecanismo para que tuviera el menor número de singularidades, una buena manipulabilidad y un área de trabajo adecuada para los pacientes con espasticidad. Para el diseño del mecanismo se buscó que este sea lo más compacto posible, por lo que para la primera propuesta se obtuvo un promedio LCI de 0.17. Posteriormente se propusieron diferentes medidas de las barras del mecanismo con lo que se obtuvo un LCI de 0.24, el mayor dentro de los parámetros establecidos para que el mecanismo sea lo más compacto posible.

Se diseñó un sistema de transmisiones con polea para poder generar los movimientos del efector final (EF) con motores de DC; se eligieron elementos como rodamientos, ejes, seguros, acoples y cables acorde a las dimensiones del mecanismo, se estableció el sistema de transmisión buscando la seguridad del paciente, que el mecanismo tenga el menor número de fallas posibles, baja fricción e inercia percibidas, así como alta reversabilidad.

Con la ayuda del software Kinovea ® (software de código libre) fue posible capturar las coordenadas del efector final y con Mathematica ® fue posible realizar el análisis cinemático y encontrar el índice de condición local (LCI). Asimismo, se utilizó Autodesk Inventor ® para el diseño asistido por computadora (CAD) de las piezas del mecanismo y el ensamble de este. Se presenta el ensamble del prototipo construido en parte en aluminio y en parte mediante manufactura aditiva.

2. Introducción.

2.1 Antecedentes.

La cuarta causa de muerte en México es consecuencia de la enfermedad vascular cerebral (EVC), por cada 1000 habitantes de los 30 a 50 años mueren cerca de 250 personas, además es la primera causa de discapacidad en adultos (IMSS, 2019). Las consecuencias de un ECV varían dependiendo de cada individuo, del área afectada y de que tan rápido se atendió el paciente, ya que puede provocar problemas motrices.

Es importante recuperar la movilidad de los miembros superiores ya que son de gran utilidad para las actividades de la vida diaria de las personas. Cuando más rápido se atiende el EVC se tiene mayor oportunidad de evitar que haya complicaciones, ya que se pueden presentar debilidad muscular y pérdida del control automático sobre posturas complejas. Derivado del gran número de personas que sufren un EVC y de las consecuencias que éste trae a la vida del paciente tanto física, emocional y económicamente es necesario desarrollar técnicas de rehabilitación que le permitan tener una recuperación más rápida. Hay estudios que indican que realizar diferentes movimientos y repetirlos varias veces es de gran ayuda para la recuperación de las habilidades de movimiento (Oblack, et al, 2010). Razón por la cual se han desarrollado diferentes trabajos de rehabilitación de extremidades superiores basados en la repetición de trayectorias o de ejercicios.

Los primeros trabajos que se hicieron en busca de un robot de rehabilitación fueron realizados en la década de los 60's por "The Case School of Applied Science" y el trabajo del Rancho los amigos con su dispositivo llamado "Golden Arm". El trabajo realizado por Case School of Applied Science contaba con cuatro grados de libertad y con actuadores neumáticos que realizaba tareas de rehabilitación pregrabadas, las cuales repetía el paciente. Por su parte el dispositivo "Golden

Arm” contaba con 7 grados de libertad, funcionaba con movimiento en sus articulaciones y era alimentado por una batería. Sin embargo, el dispositivo resulto no ser muy intuitivo (Hillman, 2006).

Dispositivos como los descritos anteriormente dieron pie al desarrollo de otros enfocados a la rehabilitación de miembros superiores. En el año 1991 se realizaron pruebas para determinar si trabajar con robots para rehabilitación era seguro para el paciente y para el terapeuta. (Dijkers, et al, 1991).

En un principio los pacientes no sentían seguridad de trabajar con un robot, por lo que durante el estudio el terapeuta monitoreaba al paciente para brindarle seguridad, lo que favoreció en ganar la confianza del paciente respecto al dispositivo, ya que accedió con mayor facilidad a interactuar en su rehabilitación con el robot.

Los resultados sugirieron que para que un dispositivo de esta magnitud pueda ser utilizado debe ser fácil de entender, fácil de configurar, no presentar fallas rápidamente y que la retroalimentación que proporcione no presente sobrecarga cognitiva y sobre todo que sea seguro para el paciente.

Otras de las características presentadas en los resultados del estudio fue que la implementación de robots en la rehabilitación ayuda a que los terapeutas puedan atender a más pacientes ya que el dispositivo puede repetir los ejercicios exhaustivamente (Dijkers, et al, 1991).

Dentro de los tipos de robots de rehabilitación que se encuentran desarrollados hay de tipo exoesqueleto y los de efector final, algunos son comerciales o para fines clínicos.

Los robots de tipo exoesqueleto son aquellos en los que el usuario introduce alguna de sus extremidades buscando que coincidan con las articulaciones del robot, logrando un mayor control sobre el paciente. Las articulaciones del robot cuentan con fuerzas que ayudan al usuario a realizar

determinado movimiento. Una de las desventajas es que la coincidencia de las articulaciones del robot y las del paciente se pueden ver afectadas y no estar alineadas en todo momento, por lo que se necesita estar alineando constantemente o encontrar una manera en que la alineación adecuada se mantenga. Por lo general este tipo de dispositivos tienen más de dos grados de libertad (Rodríguez-Prunotto, et al, 2014).

Por su parte los robots de tipo efector final son aquellos en los que el extremo del robot entra en contacto con el paciente mediante una ortesis o una parte del cuerpo del paciente. Generalmente este tipo de dispositivos consisten en el seguimiento de trayectorias propuestas por el personal de rehabilitación. La forma de trabajar de estos dispositivos en la mayoría de los casos es en una superficie plana, ya que suelen tener 2 grados de libertad (Rodríguez-Prunotto, et al, 2014).

Diversos estudios mencionan que trabajar con este tipo de dispositivos robóticos en la rehabilitación también ayuda a la recuperación de los pacientes que han sufrido alguna complicación en sus extremidades, teniendo una pronta recuperación aquellos que practican durante más tiempo con el robot.

Estos dispositivos han demostrado ser seguros y tienen grandes ventajas ya que el paciente puede hacer las repeticiones de los ejercicios las veces que quiera ya que el robot lo puede usar por tiempos prolongados. Es de importancia mencionar que la creación de dispositivos para rehabilitación no busca sustituir al terapeuta. La finalidad de estos dispositivos es proponer alternativas seguras y de apoyo a los terapeutas para que puedan brindar rehabilitación a un mayor número de pacientes, tener mayor control sobre la terapia, así como optimizar los tiempos de recuperación.

Es importante contar con dispositivos de esta naturalidad para poder mejorar el proceso de rehabilitación de pacientes con algún tipo de lesión en los miembros superiores, ya que en este tipo de lesiones el tiempo demorado en atender al paciente repercute directamente en la recuperación. Con dispositivos de este tipo, los pacientes podrían tener terapias más constantes, intensivas, controladas y con mayores métricas objetivas sobre el progreso del paciente.

2.2 Objetivo de la tesis.

Diseñar y desarrollar un robot planar de dos grados de libertad, también conocido como interfaz háptica por sus características de baja fricción, alta reversibilidad y retroalimentación de fuerzas, para aplicaciones de rehabilitación asistida por robótica mediante terapias de realidad virtual.

3. Enfermedad Vascolar Cerebral. (EVC)

La enfermedad vascular cerebral o EVC es una alteración en el buen funcionamiento del flujo de sangre en el cerebro. Provoca ausencia de oxígeno en el mismo. Está caracterizada por desarrollar rápidamente síntomas que persisten por más de 24 horas (Arauz y Ruíz-Franco, 2012).

Algunos de los síntomas más conocidos previos a un (EVC) que se presentan pueden ser: entumecimiento, debilidad o parálisis de la cara, el brazo o la pierna, en uno o ambos lados del cuerpo y aparecen de forma repentina (IMSS, 2019).

Las causas de un EVC son debido a la obstrucción de una arteria en el cerebro, lo que provoca una interrupción o pérdida del flujo sanguíneo. Por otra parte, puede ser a causa de la ruptura de un vaso sanguíneo, dando lugar a un derrame cerebral.

Existen tres tipos principales de EVC, los cuales son los siguientes.

3.1 Isquémico.

3.1.1 Trombolico.

Se produce cuando se bloquea el flujo de sangre de una arteria cerebral provocado por un coágulo que se forma dentro de la arteria. Dicho coágulo suele ser consecuencia de la acumulación de depósitos grasos en las paredes de las arterias, causando un estrechamiento en los vasos sanguíneos. A esta acumulación se le conoce como aterosclerosis (INNN, 2017).

3.1.2 Embolico:

Se origina cuando la parte de un coágulo originado fuera del cerebro llega a éste y hace imposible el abastecimiento de sangre, tapando el vaso sanguíneo (INNN, 2017).

3.2 Hemorrágico.

También conocido como derrame cerebral, se presenta cuando un vaso sanguíneo en el cerebro presenta sangrado y ruptura (INNN, 2017). Las consecuencias pueden ir desde una hemorragia pequeña, hasta una a gran escala produciendo la muerte. La mayor causa de provocar un EVC de tipo hemorrágico es la hipertensión arterial. (Carrillo, 2020).

3.3 Consecuencias de un EVC.

La mayor complicación tras un EVC en las extremidades superiores es la pérdida de capacidad de movimiento, estas pueden ser neurológicas o musculoesqueléticas derivando en debilidad muscular y pérdida del control sobre el movimiento de la extremidad. También se pueden presentar contracturas en las articulaciones, lo que limita el movimiento en las articulaciones del individuo. Las contracturas son pérdidas de la elasticidad en tejidos periarticulares (alrededor de articulaciones) derivado de una alteración del movimiento periarticular.

Como consecuencia de un EVC se observa espasticidad en las extremidades superiores o inferiores del paciente. La espasticidad muscular es un trastorno motor que se caracteriza por el incremento de reflejos tónicos, aumento del tono muscular, hipertonía, hiperreflexia presencia de espasmos, entre otros síntomas (Gómez-Soriano, 2012). En las extremidades superiores por lo general la espasticidad se presenta en un patrón flexor (extremidades flexionadas hacia el cuerpo).

La espasticidad afecta al paciente de tal manera que le provoca dolor, limita su movilidad, afecta sus actividades diarias y disminuye su calidad de vida; sin embargo, también repercute en sus familiares, pues son ellos los encargados del cuidado del paciente, y de costear la enfermedad, la cual puede tener un costo elevado. Por estas razones es importante encontrar un tratamiento que disminuya las consecuencias de la enfermedad y la haga más llevadera. Por ello, se han fijado

diferentes tipos de tratamientos, tanto rehabilitadores, farmacológicos, como quirúrgicos, entre otros.

Se ha demostrado que hacer repeticiones de trayectorias favorece a la recuperación de un paciente con espasticidad, los resultados se mejoran cuando los movimientos se realizan con mayor intensidad y repetición. Existen dispositivos de rehabilitación de miembros superiores que se enfocan en la repetición de trayectorias en un plano, a continuación, se describen algunos de esos dispositivos.

4. Estado del arte.

Existe una gran variedad de dispositivos de rehabilitación de miembro superior, algunos de ellos se encuentran disponibles comercialmente; mientras que otros son solo para aplicación clínica. La mayoría de los dispositivos de dos grados de libertad son de tipo pantógrafo y algunos cuentan con terapia pasiva, otros con terapia activa y algunos otros con ambas.

4.1 MIT Manus

Es un dispositivo comercial cuyo nombre anterior era Inmotion, fue desarrollado en 1991 por el Massachusetts Institute of Technology (Masia, et al, 2007). Fue uno de los pilares para impulsar la rehabilitación por dispositivos robóticos. En un principio solo funcionaba con dos grados de libertad, posteriormente le implementaron al dispositivo tres grados de libertad para la muñeca. En este dispositivo la posición del paciente es en sedestación y el dispositivo permite hacer la flexión y extensión del hombro y codo mediante una terapia pasiva y activa (Rodríguez-Prunotto, et al, 2014).



Figura 4-1 Dispositivo Manus. Se muestra al paciente ejecutando el ejercicio que indica la pantalla.

4.2 Gentle/s

Fue un proyecto europeo que duro 3 años realizado en la Universidad de Reading. Dirigido a la población de adultos mayores comenzando en el año 2000. (Hawkins, et al, 2002). En este

dispositivo la posición del paciente es en sedestación y el dispositivo le permite hacer la flexión, extensión, abducción y aducción horizontales, antepulsión y retropulsión del hombro y del codo permite flexoextensión mediante una terapia pasiva, activa y asistida, (Rodríguez-Prunotto, et al, 2014).



Figura 4-2 Gentle/s

4.3 Haptic Master

Desarrollado por FCS Control Systems es un dispositivo donde el paciente puede estar en estado de sedestación o de pie y mediante un manipulador puede controlar el efector final (Linde y Lammertse, 2003). Este dispositivo puede dar terapia pasiva, asistida y activa. El paciente puede por parte del hombro hacer flexión, extensión, abducción y aducción horizontales y por parte del codo flexo extensión.



Figura 4-3 Haptic Master. La caja que se encuentra a un lado se encarga de realizar las fuerzas de oposición que el paciente recibirá al movimiento que intente hacer.

4.4 Nurse

Dispositivo que cuenta con 2 grados de libertad, trabaja en el plano y es capaz de realizar las trayectorias con dos motores con un torque máximo de 3,527N-mm. Se caracteriza por tener un bajo consumo de energía y poder reproducir con éxito diferentes ejercicios con un movimiento suave. Cuenta con movimientos para el codo y hombro (Chaparro, et al, 2018).



Figura 4-4 Nurse. Se muestra el mecanismo y el soporte para la mano y antebrazo del usuario.

5. Marco teórico.

5.1 Mecanismos.

Son una combinación de cuerpos rígidos o resistentes, conectados entre sí de modo que permitan conseguir determinados movimientos (Roda, Mata y Abelda, 2016) para lograr transmitir movimiento y fuerza de una fuente de potencia a la salida del mecanismo, alguno de los cuerpos rígidos está fijo. Dichos cuerpos están unidos entre sí en puntos denominados nudos o juntas.

5.2 Barras.

También son llamadas eslabones y son los elementos resistentes individuales que están unidos entre sí en puntos denominados nudos y pueden ser clasificadas por el número de pares que contengan y en función del movimiento que realicen. (Roda, Mata y Abelda, 2016). Por el número de pares que contienen por lo general pueden ser binarias, ternarias o cuaternarias (Figura 5-1)



Figura 5-1 Tipos de eslabones por sus pares cinemáticos (Tomada y modificada de Norton, 1998)

5.3 Cinemática.

En la mecánica, la cinemática es la rama encargada de estudiar el movimiento de los objetos sin considerar las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y considerando un sistema de referencia. Un

análisis cinemático da información de la posición, desplazamiento, rotación, velocidad y aceleración de un mecanismo (Myszka, 2012).

En particular hay dos problemas sobre mecanismos que se pueden resolver con un análisis cinemático, el de la cinemática directa y el de la cinemática inversa.

La cinemática directa se encarga de determinar la posición y orientación de la salida del mecanismo respecto a un sistema de referencia a partir de los valores de las articulaciones que se encuentran en los pares cinemáticos (Barrientos, et al, 2007).

La cinemática inversa parte de datos como la orientación y posición de la salida del mecanismo para encontrar la configuración de sus articulaciones (Barrientos, et al, 2007).

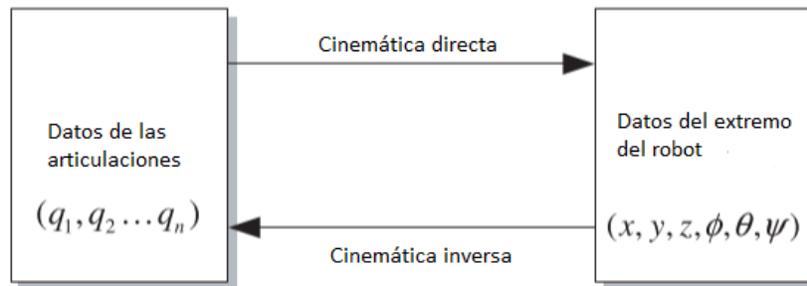


Figura 5-2. Relación entre los problemas que resuelve la cinemática. (Tomada y modificada de Barrientos, et al, 2007)

5.4 Pares cinemáticos.

Las barras o eslabones son algunos de los elementos con los que cuenta un mecanismo y la forma en la que se realiza la unión de dos barras se conocen como pares cinemáticos, éstos consideran las restricciones posibles para cada unión. Los pares cinemáticos se pueden dividir en dos tipos:

5.4.1 Par inferior.

Cuando el contacto se da a través de una superficie. En esta clasificación se encuentran los conocidos pares de revoluta (R), también conocida como unión de perno o de bisagra y el par prismático (P), también conocido como de corredera o de pistón.

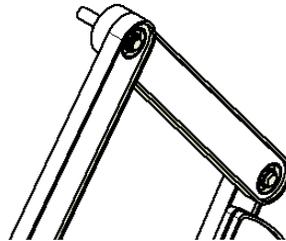


Figura 5-3. Dos barras unidas por un par cinemático inferior ya que tienen contacto entre las superficies de las barras.

5.4.2 Par superior.

Cuando el contacto entre los dos cuerpos se realiza a través de un punto o a lo largo de una trayectoria. Dentro de esta clasificación se encuentra los pares de leva y de engranaje (Myszka, 2012)

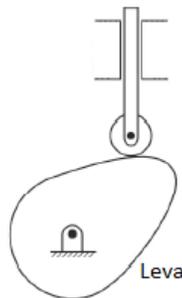


Figura 5-4. Par superior, cuyo contacto se da entre la trayectoria que genera la leva y la rueda. (Tomada y modificada de Roda, Mata y Abelda, 2016)

5.5 Cadenas cinemáticas.

Cuando varios eslabones están conectados por pares cinemáticos se dice que constituyen una cadena cinemática y hasta que un eslabón está fijo se considera mecanismo. Hay dos tipos principales de cadenas cinemáticas: las abiertas y cerradas (Roda, Mata y Abelda, 2016).

El primer tipo es cuando los eslabones forman una cadena cerrada, ya que están unidos todos los pares cinemáticos de los eslabones. La segunda es cuando alguno de los pares cinemáticos de alguna de las barras no está conectado.

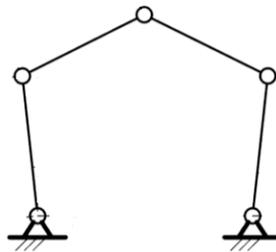


Figura 5-5. Cadena cinemática abierta. (Tomada y modificada de Liu y Wang, 2014)

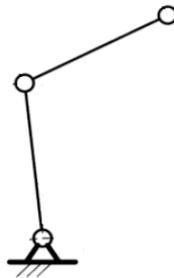


Figura 5-6. Cadena cinemática abierta. (Tomada y modificada de Liu y Wang, 2014)

5.6 Movilidad.

Considerando un sistema de referencia en el espacio (x, y, z) un cuerpo libre en el espacio tiene 6 movimientos, 3 de rotación y 3 de traslación en cada uno de los ejes. Si se habla de un cuerpo en

un plano el movimiento se limita a solo 3 movimientos, dos de ellos de traslación y uno de rotación. En mecanismos la movilidad es conocida como Grados de libertad o DoF por sus siglas en inglés (Roda, Mata y Abelda, 2016).

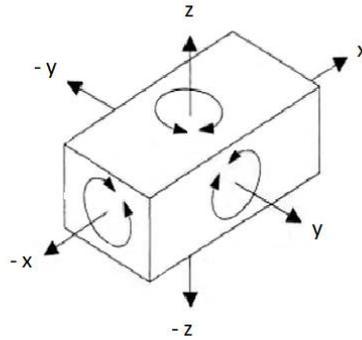


Figura 5-7. Grados de libertad de un sólido en el espacio. (Tomada y modificada de Agüero, 2015)

5.6.1 Grados de libertad de mecanismos planos.

Como se mencionó anteriormente, un sólido rígido en el plano solo puede hacer 3 movimientos: traslación en los ejes “x”, “y” y rotación en el eje “z”. Pero un sistema de n sólidos rígidos tendrá $3n$ movimientos en el plano, por lo que la ecuación para encontrar los grados de libertad de mecanismos de n eslabones es la siguiente (Myszka, 2012):

$$F = 3(n - 1) - 2J_1 - J_2 \quad (5.1)$$

Donde:

n : Número de eslabones del mecanismo

J_1 : Pares inferiores del mecanismo.

J_2 : Pares superiores del mecanismo.

La anterior expresión también es conocida como el criterio de Kutzbach - Grübler para mecanismos planos.

5.7 Transmisión.

La transmisión mecánica, como su nombre lo indica, transmite el movimiento desde una fuente giratoria hasta el extremo final del robot (Barrientos, et al, 2007). Al recibir la potencia de la fuente giratoria, generalmente de motores (eléctricos, de combustión interna, etc.), la transmiten al eje de salida, (que en la mayoría de los robots el eje de salida es alguna de sus articulaciones). En la transmisión cuando la velocidad se disminuye el par torsional transmitido aumenta y caso contrario, un incremento de velocidad provoca una reducción en el par torsional de salida.

Cuando se planea el diseño de una transmisión se debe considerar la cantidad de potencia a transmitir y la velocidad de salida deseada, evidentemente también considerando la velocidad del motor que se va a elegir. Los elementos más utilizados en la transmisión son los engranes y las bandas.

n : Número de eslabones del mecanismo = 5

J_1 : Pares inferiores del mecanismo = 5

J_2 : Pares superiores del mecanismo = 0

Sustituyendo en la ecuación (5.1) se tiene:

$$F = 3(n - 1) - 2J_1 - 1J_2 \quad (6.1)$$

$$F = 3(5 - 1) - 2(5) - 1(0)$$

$$F = 12 - 10$$

$$F = 2$$

Por lo que el mecanismo tiene 2 grados de libertad, siendo éstos traslación en el eje X, Y.

6.3 Análisis cinemático del mecanismo

6.3.1 Cinemática directa.

El análisis cinemático del mecanismo se realizó empleando un método geométrico (Miguel, 2019). En dicho método se ubican las coordenadas del punto 1 (P1), punto 2 (P2), punto 4 (P4) y punto 5 (P5) para encontrar una expresión y conocer las coordenadas del punto 3 (P3), el cual es el efector final (EF). Dicho punto corresponde al extremo del mecanismo y es el punto de interés para este trabajo.

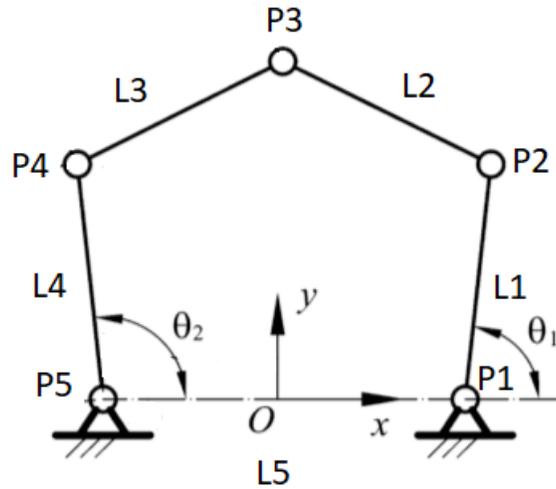


Figura 6-2. Localización de las barras y puntos del mecanismo para el análisis cinemático. (Tomada y modificada de Liu y Wang, 2014)

Las coordenadas de interés son las del efector final o P3 ya que permiten describir el comportamiento del mecanismo, para el análisis, se denominarán las coordenadas de P3 como [X3, Y3]. La posición de los puntos P2 y P4 se pueden determinar mediante el método geométrico.

La posición de los puntos 2, 3 y 4 son las siguientes:

$$P2 = \begin{bmatrix} \frac{L5}{2} + L1\cos(\theta_1) \\ L1\sin(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

$$P4 = \begin{bmatrix} -\frac{L5}{2} + L4\cos(\theta_2) \\ L4\sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (6.3)$$

$$P3 = \begin{bmatrix} X_3 \\ Y_3 \end{bmatrix} \quad (6.4)$$

Se pueden construir dos vectores con la posición de P2, P4 y P3, respectivamente, uno de P2 a P3 y otro de P4 a P3, quedando de la siguiente forma:

$$V_{23} = P_3 - P_2 = \begin{bmatrix} X_3 - \frac{L_5}{2} - L_1 \cos(\theta_1) \\ Y_3 - L_1 \sin(\theta_1) \end{bmatrix} \quad (6.5)$$

$$V_{43} = P_3 - P_4 = \begin{bmatrix} X_3 - \frac{L_5}{2} - L_4 \cos(\theta_2) \\ Y_3 - L_4 \sin(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (6.6)$$

La magnitud de los vectores (6.5) y (6.6) es la longitud de las barras L2 y L3 respectivamente.

$$L_2 = \sqrt{\left[X_3 - \frac{L_5}{2} - L_1 \cos(\theta_1)\right]^2 + [Y_3 - L_1 \sin(\theta_1)]^2} \quad (6.7)$$

$$L_3 = \sqrt{\left[X_3 + \frac{L_5}{2} - L_4 \cos(\theta_2)\right]^2 + [Y_3 - L_4 \sin(\theta_2)]^2} \quad (6.8)$$

Resolviendo las ecuaciones (6.7) y (6.8) se obtiene:

$$\begin{aligned} -L_2^2 + \frac{L_5^2}{4} - L_5 X_3 + X_3^2 + Y_3^2 + L_1 L_5 \cos(\theta_1) - 2L_1 X_3 \cos(\theta_1) + \\ L_1^2 \cos(\theta_1)^2 - 2L_1 Y_3 \sin(\theta_1) + L_1^2 \sin(\theta_1)^2 = 0 \end{aligned} \quad (6.9)$$

$$\begin{aligned} -L_3^2 + \frac{L_5^2}{4} - L_5 X_3 + X_3^2 + Y_3^2 + L_4 L_5 \cos(\theta_2) - 2L_4 X_3 \cos(\theta_2) + \\ L_4^2 \cos(\theta_2)^2 - 2L_4 Y_3 \sin(\theta_2) + L_4^2 \sin(\theta_2)^2 = 0 \end{aligned} \quad (6.10)$$

De alguna de las ecuaciones (6.9) y (6.10) se despeja X3 para sustituir en la otra y encontrar Y3, posteriormente se encontró X3, resultando:

$$X3 = g \left(\frac{-b + \sigma\sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \right) + f \quad (6.11)$$

$$Y3 = \frac{-b + \sigma\sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \quad (6.12)$$

Donde:

$$f = \frac{L1^2 - L2^2 + L3^2 - L4^2 + L1L5\text{Cos}[\theta_1] + L1L5\text{Cos}[\theta_2]}{2(L5 + L1\text{Cos}[\theta_1] - L4\text{Cos}[\theta_2])}$$

$$g = \frac{-2L1\text{Sen}[\theta_1] + 2L4\text{Sen}[\theta_2]}{2(L5 + L1\text{Cos}[\theta_1] - L4\text{Cos}[\theta_2])}$$

$$b = 2fg + gL5 - 2gL4\text{Cos}[\theta_2] - 2L4\text{Sin}[\theta_2]$$

$$a = 1 + g^2$$

$$c = f^2 - L3^2 + L4^2 + fL5 + \frac{L5^2}{2} - L4(2f + L5)\text{Cos}[\theta_2]$$

El valor de sigma “σ” en una ecuación cuadrática indica que hay dos posibles soluciones. En este caso también hay dos posibles soluciones, las cuales se ven reflejadas en la configuración del mecanismo, con el extremo hacia arriba o hacia abajo, dependiendo del valor “+” o “-“, como se muestra en la Figura 6-3:

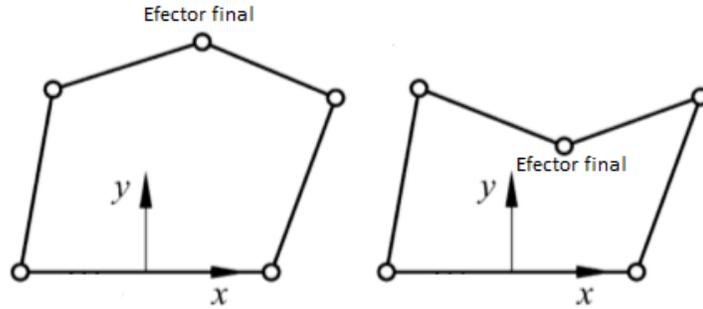


Figura 6-3. El mecanismo de la izquierda tiene el valor de 1 y el de la derecha de -1. (Tomada y modificada de Liu y Wang, 2014)

6.3.2 Cinemática inversa.

Con las ecuaciones (6.11) y (6.12) se puede conocer la posición del efector final del mecanismo y aplicando el método de cinemática inversa se encuentran los ángulos de las articulaciones de entrada, los cuáles generaran la posición del efector final (EF). Se ocuparon las siguientes identidades semi angulares: (Norton, 1998):

$$\text{Sen}[\theta] = \frac{2 \tan \left[\frac{\theta}{2} \right]}{1 + \tan^2 \left[\frac{\theta}{2} \right]} \quad (6.13)$$

$$\text{Cos}[\theta] = \frac{1 - \tan^2 \left[\frac{\theta}{2} \right]}{1 + \tan^2 \left[\frac{\theta}{2} \right]} \quad (6.14)$$

Sustituyéndose en (6.9) y (6.10) y realizando el álgebra correspondiente se encontraron los ángulos de entrada:

$$\theta_1 = 2 \operatorname{Arctan} \left[\frac{-b_1 + \sigma_1 \sqrt{b_1^2 - 4a_1c_1}}{2a_1} \right] \quad (6.15)$$

$$\theta_2 = 2 \operatorname{Arctan} \left[\frac{-b_2 + \sigma_2 \sqrt{b_2^2 - 4a_2c_2}}{2a_2} \right] \quad (6.16)$$

Donde:

$$a_1 = L_1^2 - L_2^2 - L_1L_5 + \frac{L_5^2}{4} + 2L_1X_3 - L_5X_3 + X_3^2 + Y_3^2$$

$$a_1 = -L_3^2 + L_4^2 - L_4L_5 + \frac{L_5^2}{4} + 2L_4X_3 + L_5X_3 + X_3^2 + Y_3^2$$

$$b_1 = -4L_1Y_3$$

$$b_2 = -4L_4Y_3$$

$$c_1 = L_1^2 - L_2^2 + L_1L_5 + \frac{L_5^2}{4} - 2L_1X_3 - L_5X_3 + X_3^2 + Y_3^2$$

$$c_2 = -L_3^2 + L_4^2 - L_4L_5 + \frac{L_5^2}{4} - 2L_4X_3 - L_5X_3 + X_3^2 + Y_3^2$$

Dado que el análisis cinemático inverso del mecanismo incluye una ecuación cuadrática en cada uno de los ángulos de entrada se debe identificar el significado de los valores de σ_1 y σ_2 el cuál también se encuentra en la configuración de los eslabones del mecanismo; puede haber 4 diferentes configuraciones, a) “(+)(-)”, b) “(-)(+)”, c) “(-)(-)” y d) “(+)(+)” (Liu y Wang, 2014).

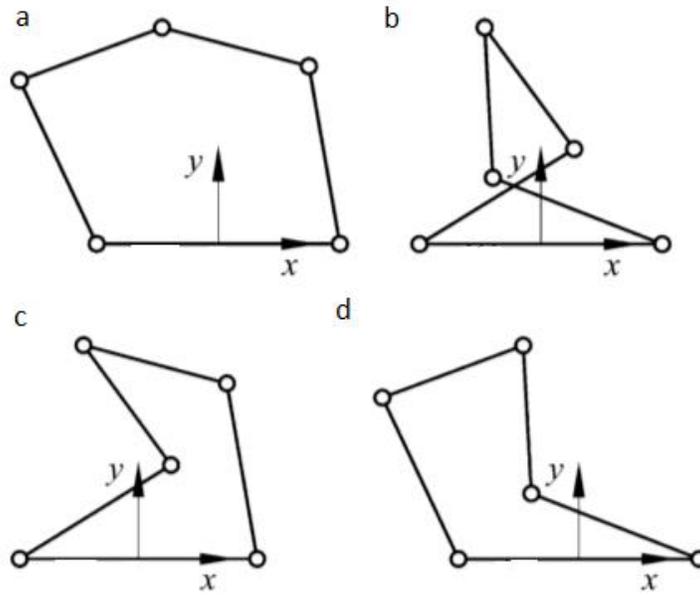


Figura 6-4. Diferentes configuraciones del mecanismo para los valores de sigma. (Tomada y modificada de Liu y Wang, 2014)

6.4 Matriz Jacobiana.

A pesar de que el análisis cinemático no analiza las fuerzas que actúan sobre el mecanismo, es de importancia conocer las velocidades con las que se mueven las articulaciones y el efector final. La matriz Jacobiana en robótica relaciona las velocidades de las articulaciones con las del efector final. En un modelo diferencial se pueden conocer las velocidades que debe ejercer cada articulación para que el efector final genere determinada trayectoria (Barrientos, et al, 2007).

La literatura (Liu y Wang, 2014) indica que con la derivada de la posición se puede conocer la velocidad, por lo que, si se derivan las ecuaciones de la posición respecto al tiempo, se pueden encontrar las ecuaciones de velocidad.

De la información que se tiene en las ecuaciones (6.9) y (6.10), las longitudes de las barras son las que en todo momento permanecen constantes; en cambio, la posición de los ángulos de entrada y del efector final cambian respecto al tiempo, por lo tanto, hay que derivar estas variables respecto al tiempo, quedando (Miguel, 2019):

$$\begin{aligned} &(-L5 + 2X3 - 2L1\text{Cos}(\theta_1))\dot{X}3 + (2Y3 - 2L1\text{Sen}(\theta_1))\dot{Y}3 \\ &+ (-2L1Y3\text{Cos}(\theta_1) - L1L5\text{Sen}(\theta_1) + 2L1X3\text{Sen}(\theta_1))\dot{\theta}_1 = 0 \end{aligned} \quad (6.17)$$

$$\begin{aligned} &(L5 + 2X3 - 2L4\text{Cos}(\theta_2))\dot{X}3 + (2Y3 - 2L4\text{Sen}(\theta_2))\dot{Y}3 \\ &+ (-2L4Y3\text{Cos}(\theta_2) + L4L5\text{Sen}(\theta_2) + 2L4X3\text{Sen}(\theta_2))\dot{\theta}_2 = 0 \end{aligned} \quad (6.18)$$

Factorizando y acomodando las ecuaciones (6.17) y (6.18)

$$\begin{aligned} &(-2L1Y3\text{Cos}(\theta_1) - L1L5\text{Sen}(\theta_1) + 2L1X3\text{Sen}(\theta_1))\dot{\theta}_1 \\ &= (L5 - 2X3 + 2L1\text{Cos}(\theta_1))\dot{X}3 + (-2Y3 + 2L1\text{Sen}(\theta_1))\dot{Y}3 \end{aligned} \quad (6.19)$$

$$\begin{aligned} &(-2L4Y3\text{Cos}(\theta_2) + L4L5\text{Sen}(\theta_2) + 2L4X3\text{Sen}(\theta_2))\dot{\theta}_2 \\ &= (-L5 - 2X3 + 2L4\text{Cos}(\theta_2))\dot{X}3 + (-2Y3 + 2L4\text{Sen}(\theta_2))\dot{Y}3 \end{aligned} \quad (6.20)$$

Se pueden acomodar las ecuaciones anteriores en forma matricial de la siguiente manera:

$$A\dot{\theta} = B\dot{p}$$

Donde:

$$A = \begin{bmatrix} -2L1Y3\text{Cos}(\theta_1) - L1L5\text{Sen}(\theta_1) + 2L1X3\text{Sen}(\theta_1) & 0 \\ 0 & -2L4Y3\text{Cos}(\theta_2) + L4L5\text{Sen}(\theta_2) + 2L4X3\text{Sen}(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (6.21)$$

$$B = \begin{bmatrix} L5 - 2X3 + 2L1\text{Cos}(\theta_1) & -2Y3 + 2L1\text{Sen}(\theta_1) \\ -L5 - 2X3 + 2L4\text{Cos}(\theta_2) & -2Y3 + 2L4\text{Sen}(\theta_2) \end{bmatrix} \quad (6.22)$$

$$\dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad p = \begin{bmatrix} \dot{X}_3 \\ \dot{Y}_3 \end{bmatrix}$$

La matriz Jacobiana del mecanismo puede ser expresada por (Liu y Wang, 2014):

$$J = A^{-1}B \quad (6.23)$$

$$J = \begin{bmatrix} \frac{L5 - 2X3 + 2L1\cos(\theta_1)}{-2L1Y3\cos(\theta_1) - L1L5\sin(\theta_1) + 2L1X3\sin(\theta_1)} & \frac{-2Y3 + 2L1\sin(\theta_1)}{-2L1Y3\cos(\theta_1) - L1L5\sin(\theta_1) + 2L1X3\sin(\theta_1)} \\ \frac{-L5 - 2X3 + 2L4\cos(\theta_2)}{-2L4Y3\cos(\theta_2) + L4L5\sin(\theta_2) + 2L4X3\sin(\theta_2)} & \frac{-2Y3 + 2L1\sin(\theta_1)}{-2L4Y3\cos(\theta_2) + L4L5\sin(\theta_2) + 2L4X3\sin(\theta_2)} \end{bmatrix} \quad (6.24)$$

Los análisis cinemáticos directo e inverso fueron realizados en el software Mathematica ®.

6.5 Singularidades

Las singularidades ocurren cuándo el mecanismo pierde al menos un grado de libertad y en dónde el determinante de la matriz Jacobiana se convierte en cero. Existen diferentes tipos de singularidades en los robots, principalmente las siguientes (Barrientos, et al, 2007):

- En los límites del espacio de trabajo: También son conocidas como singularidades seriales, y como su nombre lo indica, se presentan cuando el efector final del robot se encuentra en algún límite del espacio de trabajo por lo que pierde un grado de libertad.
- En el interior del espacio de trabajo; Son producidas por la alineación de dos o más ejes de las articulaciones del robot.

En la literatura (Miguel, 2019) se reduce el número de variables ya que un análisis con 5 variables es más complejo, por lo que se hacen las siguientes consideraciones para simplificar el análisis del mecanismo y tener menos singularidades posibles.

$$L1 = L4 \quad (6.25)$$

$$L2 = L3 \quad (6.26)$$

$$L5 = \sqrt{2}(L2 - L1) \quad (6.27)$$

6.6 Índice de condición local

El índice de condición local LCI, por sus siglas en inglés, Local Condition Index (Liu y Wang, 2014), es un indicador de la destreza del mecanismo que también indica cuándo éste se aproxima a una singularidad.

El LCI está relacionado con un número “K” reportado en (Liu y Wang, 2014), que es el número de condición de la matriz; este relaciona los valores de salida teóricos con los reales. Cuando se introducen los valores de los ángulos de entrada, el número “K”, relaciona la exactitud que hay entre las coordenadas del efector final teóricas con las coordenadas reales (Liu y Wang, 2014). El número “K” se representa mediante:

$$K = \|J^{-1}\| \|J\| \quad (6.28)$$

La ecuación (2.28) señala que el número K es representado por la multiplicación de la norma del Jacobiano inverso por la norma del Jacobiano, dando como resultado un número escalar.

Al observar la ecuación (2.24) se puede ver que el número K depende directamente de las coordenadas X3, Y3 y de las longitudes del mecanismo. El índice de condición local (LCI) es el inverso del número de condición de la matriz y se representa por:

$$LCI = \frac{1}{K} \quad (6.29)$$

Los valores deben estar en el rango de:

$$0 \leq LCI \leq 1$$

Cuando un valor es más próximo a 0 significa que el mecanismo está próximo a una singularidad y por lo general esos valores se encuentran en los límites del área de trabajo; por el contrario, en la zona central del área de trabajo el valor del LCI es más alto. Es importante mencionar que el LCI solo es para un punto en específico, por lo que se tendrá un LCI por cada punto de la trayectoria realizada por el paciente

6.7 Dispositivo previo.

En la literatura (Miguel, 2019) se determinaron las siguientes longitudes de las barras del mecanismo para determinada área de trabajo, las cuales son las siguientes:

$$L1 = 38.1 \text{ (cm)}$$

$$L2 = 92.90 \text{ (cm)}$$

$$L5 = \sqrt{2}(L2 - L1) = 77.70 \text{ (cm)}.$$

Con dichas longitudes se realizaron diferentes trayectorias, las cuales se pueden ver a continuación.

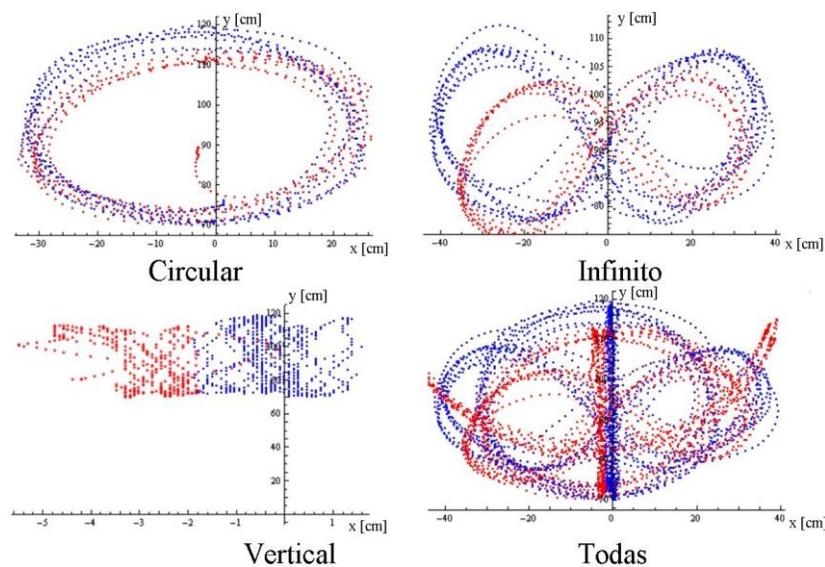


Figura 6-5. Las trayectorias color azul fueron realizadas con el dispositivo y las rojas sin el dispositivo. (Tomada y modificada de Miguel, 2019)

En la Figura 6-5 se observa que el área de trabajo en la mayoría de las gráficas se encuentra aproximadamente en el valor 120 en las coordenadas de “Y” en [cm] y en un rango de “+,” –“ 40 [cm] en el eje “X”. Por lo que se requiere de una mesa que cubra el mecanismo, y cuyas medidas tendrían que ser relativamente grandes, siendo una mesa de gran tamaño y poco práctica para fines clínicos. En la presente tesis se busca disminuir el tamaño del mecanismo, garantizando un buen funcionamiento y con un promedio de LCI lo más alto posible.

6.8 Unidades del dispositivo a proponer.

Se elaboró un mecanismo rustico de un área de trabajo significativamente menor, pero garantizando el correcto funcionamiento para generar las trayectorias de la Figura 6-5. Se obtuvieron las posiciones del efector final (EF) del mecanismo a través de Kinovea® (versión 0.8.15) para poder conocer las coordenadas del efector final.

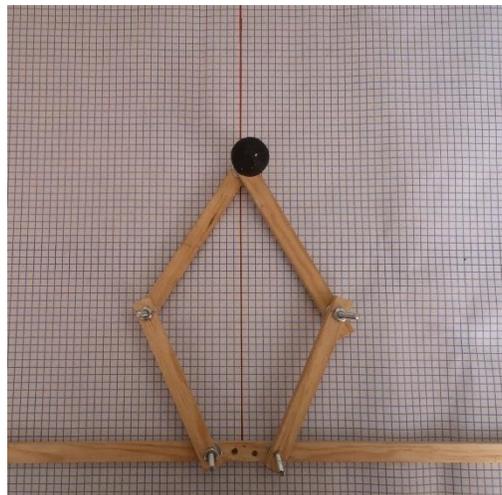


Figura 6-6 Mecanismo utilizado para generar las trayectorias en el área de trabajo reducida.

Para el análisis del movimiento, Kinovea ® necesita saber los cuadros por segundo de la cámara con la que se grabaron las trayectorias, la ubicación del sistema de coordenadas, una longitud que

contraste con la longitud real de alguna dimensión del mecanismo. Se utilizó la cámara Life Cam Cinema™ de Microsoft® con 30 cuadros por segundo (30 FPS) y con resolución de 720 p.

El video grabó la manipulación que se le hizo al mecanismo haciendo las trayectorias:

- arriba – abajo.
- izquierda – derecha.
- ovalo.
- infinito.
- Extremos del área de trabajo

El resultado de las trayectorias generadas fue el siguiente:

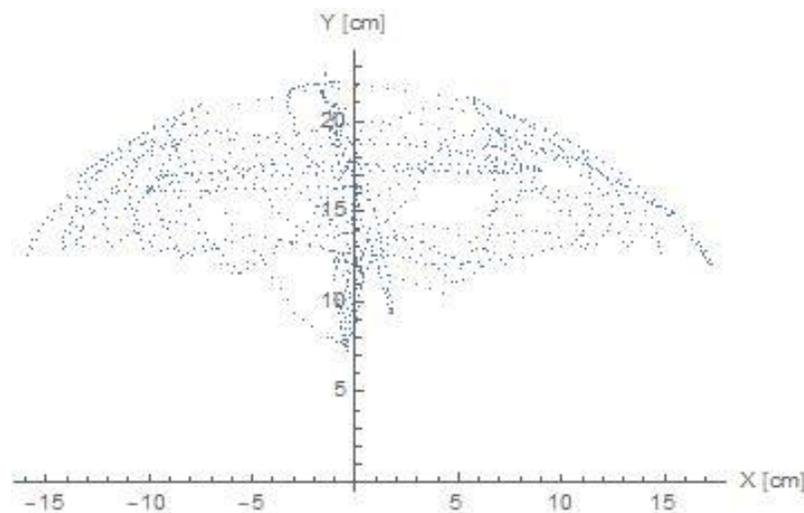


Figura 6-7 Gráfica que muestra el área de trabajo obtenida de las trayectorias obtenidas por Kinovea.

Con las coordenadas de “X” y “Y” se aplicó la cinemática inversa en Mathematica® y se encontraron los valores de los ángulos de entrada (θ_1 y θ_2).

Sin embargo, por las medidas se presentaron dificultades al manipular el mecanismo, ya que se presentaban singularidades en los límites inferiores del área de trabajo, lo que bloqueaba el correcto funcionamiento del mecanismo. El LCI del mecanismo fue de 0.17.

Para solucionar las dificultades y elevar el LCI del mecanismo anterior se propusieron diferentes medidas de longitudes de las barras y con los puntos de la trayectoria de la Gráfica 1 se utilizó la cinemática inversa para encontrar el mayor promedio de LCI.

En la siguiente tabla se muestran las medidas propuestas para encontrar el mejor LCI.

Tabla 1 Índice de condición local de diferentes medidas. El cuadro azul indica el más alto dentro del rango de longitudes propuestas.

L2/L1 [cm]	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28
11	0.140	0.173								
13	0.170	0.199	0.200				0.221			
15	0.148	0.196	0.189	0.212			0.235			
17			0.211	0.220	0.216		0.226			
19			0.214	0.232	0.214		0.224			
21				0.228	0.227	0.217	0.223	0.217		
23					0.238	0.222	0.219	0.221		
25					0.239	0.234	0.221	0.220	0.216	
27					0.242	0.236	0.222	0.221	0.216	0.214

Para tener un mecanismo más compacto la barra L2 no excedió los 10 [cm] respecto a la barra L1.

En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** el cuadro azul es el mayor número de promedio de LCI encontrado, por lo que las medidas del dispositivo a proponer son:

$$L1 = L4 = 18 \text{ (cm)}$$

$$L2 = L3 = 27 \text{ (cm)}$$

$$L5 = \sqrt{2}(L2 - L1) = 12.73 \text{ (cm)}.$$

6.9 Mecanismo propuesto.

Se realizó un mecanismo rustico con madera con las dimensiones especificadas en la sección anterior. Con el mecanismo se realizaron de nueva cuenta las trayectorias, que también fueron grabadas y analizadas por Kinovea ®.

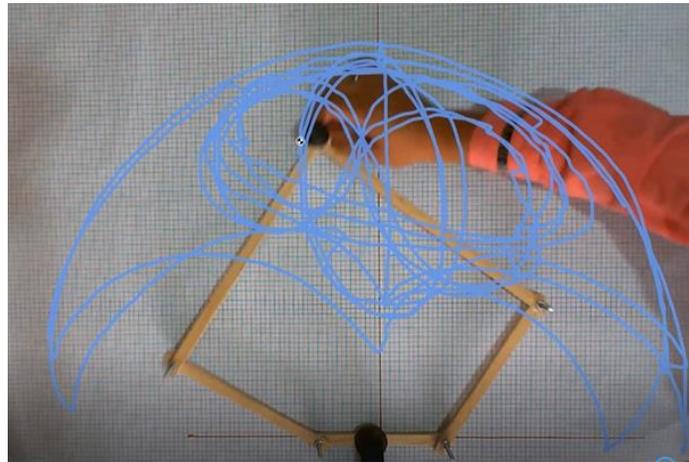


Figura 6-8 Se muestran las trayectorias de color azul hechas con el mecanismo propuesto.

Los datos de las coordenadas de cada punto de las trayectorias se exportaron a un documento de Excel para ser analizadas en Mathematica ®.

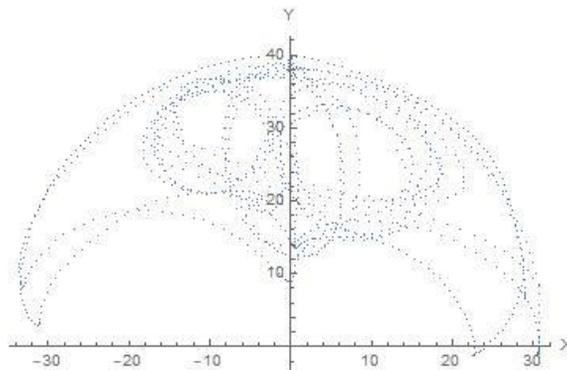


Figura 6-9 Grafica en la que se muestra la gráfica de la trayectoria hecha por el mecanismo propuesto. Se observa un área de trabajo mayor.

6.10 Obtención de las velocidades.

Si se sabe la velocidad del efector final se puede conocer cuál es la velocidad que se necesita en las articulaciones para hacer posible el movimiento del efector final. En específico la matriz Jacobiana analítica directa es con la que se puede conocer la velocidad de las articulaciones si se conocen las velocidades del efector final (EF) mediante la siguiente ecuación (Barrientos, et al, 2007):

$$V_{ef} = J V_{art} \quad (6.30)$$

Para el presente trabajo se debe conocer la velocidad de las articulaciones y al conocer la posición y el tiempo es posible conocer la velocidad del efector final (EF). De la ecuación (6.30) se despeja la velocidad de la articulación:

$$V_{art} = J^{-1} V_{ef} \quad (6.31)$$

Con la ecuación (6.31) se encuentra la velocidad que se necesita para mover el mecanismo. Con la siguiente formula se convierte la velocidad lineal en velocidad angular.

$$\omega = \frac{V}{R} \quad (6.32)$$

Dónde:

ω : Velocidad angular.

v : Velocidad lineal.

R: Radio de giro.

Las velocidades obtenidas se separaron entre las que hay en el eje “X” y las del eje “Y”; posteriormente esas velocidades se separaron entre las velocidades de arranque, las velocidades intermedias y las velocidades finales. Con la separación es posible conocer los valores mínimos y máximos de la velocidad en cada etapa del uso del mecanismo ya que en la primera etapa se presentan velocidades mayores por fuerza extra que se aplica al mecanismo. Una vez que se está haciendo una trayectoria se tiene una velocidad más constante y en la etapa final, las velocidades disminuyen.

Cuando un paciente tiene problemas de espasticidad suele no tener control sobre la fuerza y los movimientos que hace en su extremidad por lo que al momento de interactuar con el mecanismo puede ejercer grandes fuerzas que generen grandes velocidades que estén fuera del promedio que puede soportar el mecanismo, lo que hace necesario hacer un diseño que soporte los excesos de fuerzas. Las velocidades obtenidas pueden ser positivas o negativas, aceleración o desaceleración. En el presente trabajo, es necesario saber el valor absoluto de esas velocidades en RPM. A continuación, se muestran las velocidades en valor absoluto con las que se puede manipular el mecanismo.

6.10.1 Velocidades de arranque.

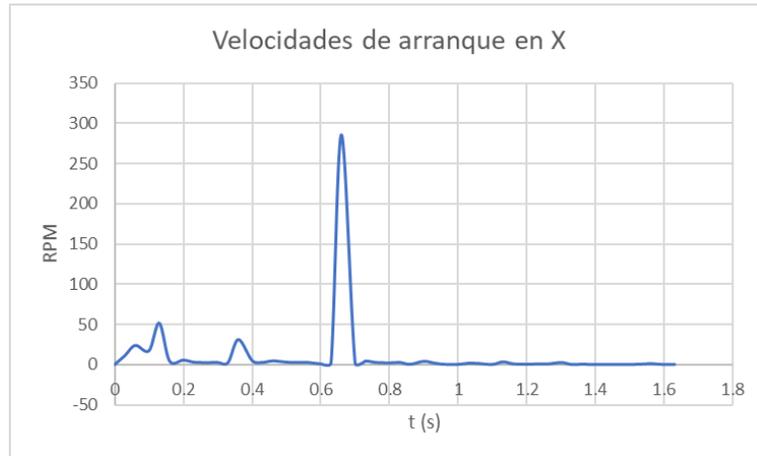


Figura 6-10 Gráfica en la que se muestra la velocidad, en esta etapa se da en un corto periodo de tiempo, la velocidad mayor sobrepasa las 350 RPM.

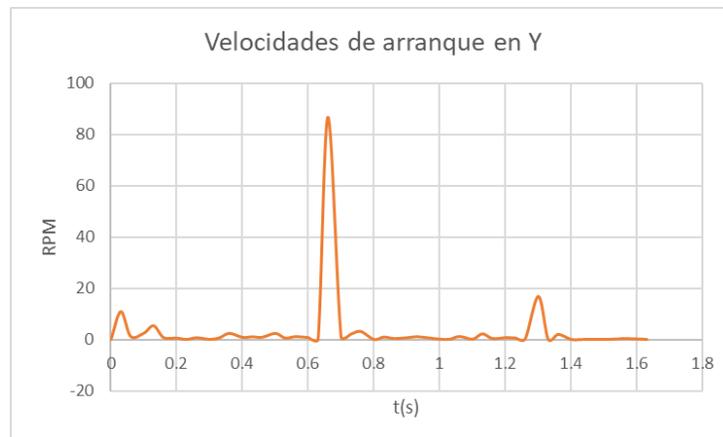


Figura 6-11 Gráfica en la que se aprecia que las velocidades en Y son relativamente menores, la mayor fuerza se encuentra arriba de las 100 RPM, esto debido al movimiento del efector final.

6.10.2 Velocidades intermedias.

Las velocidades intermedias se aplican cuando el mecanismo ya está en movimiento para hacer las trayectorias, generalmente estas velocidades son más constantes y esta etapa tiene una mayor duración de tiempo. Sin embargo, las condiciones del paciente pueden provocar un incremento violento de las velocidades. (Hillman, 2006)

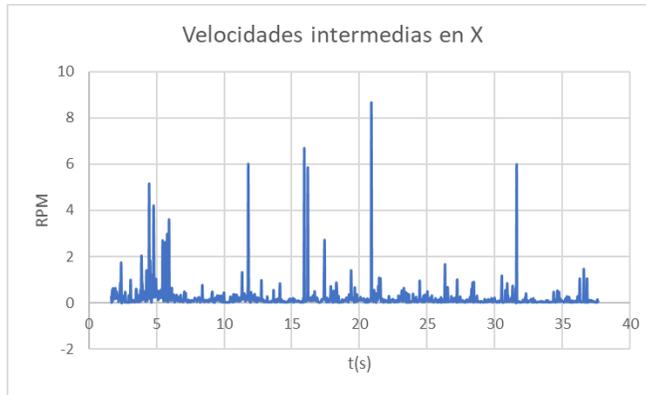


Figura 6-12 Gráfica en la que estas velocidades tienen un rango menor se observa que la más alta apenas supera las 10 RPM.

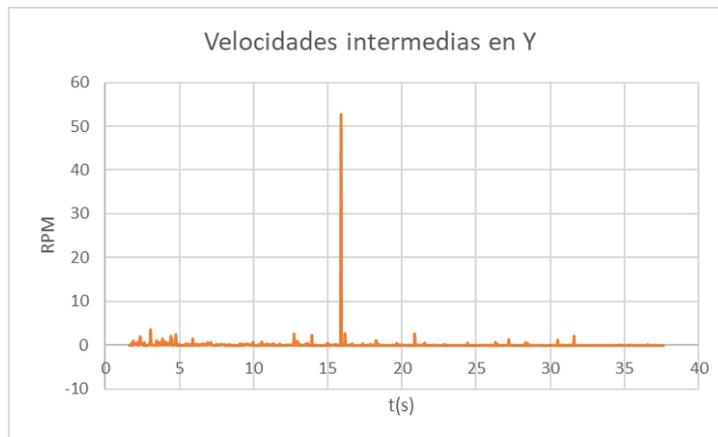


Figura 6-13 Gráfica que muestra que el comportamiento de estas velocidades es más constante siendo menores a 5 RPM, solamente hubo una que sobrepasó las 60 RPM.

6.10.3 Velocidades finales.

La mayoría de las velocidades en esta etapa son de desaceleración, por lo mismo, las condiciones del paciente pueden hacer que haya cambios bruscos de velocidad. La duración de tiempo de esta etapa es corta.



Figura 6-14 Gráfica que muestra que las velocidades en este rango son menores debido a que el mecanismo está desacelerando.

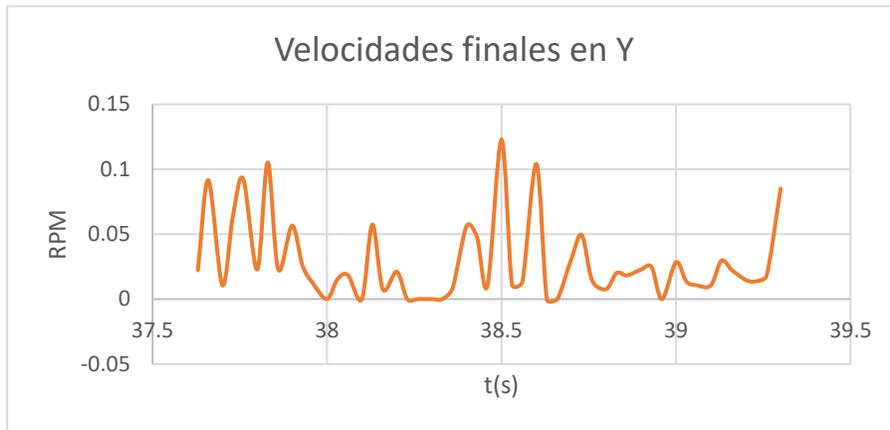


Figura 6-15 Grafica donde se ve que los rangos de velocidades de esta gráfica son menores de 1 RPM, lo que refleja claramente la desaceleración del mecanismo.

Los picos de velocidades que se observaron en las gráficas anteriores son una de las razones del por qué el sistema de transmisiones fue por poleas. La fuerza para mover la transmisión por poleas es mínima y diferente a la que se necesita para mover algún otro tipo de transmisión. Se requiere que el dispositivo no sea peligroso para el paciente; con un sistema de transmisión por poleas se evita que los movimientos se vean detenidos por la resistencia del mecanismo y pueda provocarle

una lesión. También, el sistema de transmisión por poleas hace que el movimiento del dispositivo sea más ligero, lo que ayuda a que el paciente ejerza menos fuerza para manipular el mecanismo.

6.11 Transmisión propuesta.

Para el presente trabajo se busca un sistema de transmisión que tenga un nivel bajo de fricción y rigidez al momento de actuar el sistema de transmisión. Al ser un dispositivo de rehabilitación, se requiere que el paciente sienta al robot como una extensión de su extremidad superior por lo que debe poder mover el mecanismo con la mayor facilidad posible. Por lo que se optó por un diseño de transmisión de tipo banda.

6.11.1 Transmisión por banda.

La transmisión por banda consiste en dos poleas unidas por una banda o un cable cuyo objetivo es transmitir el movimiento de un eje a otro. Las poleas giran en la misma dirección, pero la diferencia de los diámetros es lo que hace que la velocidad y torque sean diferentes en una polea que en otra. Este tipo de transmisiones se ocupan cuando las velocidades de rotación son relativamente altas en la polea (Mott, 2006). Una de las ventajas es que se puede mover algún eje de la polea y por consiguiente, el otro eje también se mueve, a diferencia de los engranes en los que se debe de aplicar una mayor fuerza de rotación para mover la transmisión.

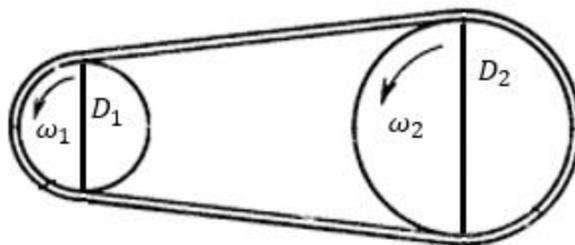


Figura 6-16. Transmisión por banda.

$$R = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{D_2}{D_1} \quad (6.33)$$

Donde:

ω_1 : Número de revoluciones por minuto (rpm) de la polea 1

ω_2 : Número de revoluciones por minuto (rpm) de la polea 2

D_1 : Diámetro de la polea 1

D_2 : Diámetro de la polea 2

El sistema de transmisión que se propone consta de una polea y una media luna que están unidas por medio de cable de acero de 2 mm de diámetro como se muestra en la siguiente figura:

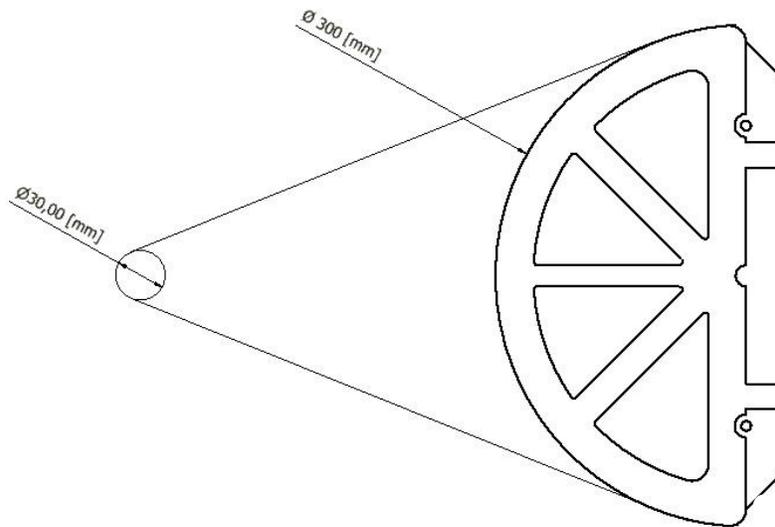


Figura 6-17. Transmisión propuesta del mecanismo.

El motor utilizado es de la marca Maxon, su diámetro exterior es de 40 mm con una velocidad sin carga de 7580 rpm,

La relación de transmisión por correa relaciona las velocidades a las que giran las poleas y los diámetros de las mismas y está dada por la expresión (6.33) (Mott, 2006):

$$R = \frac{D_2}{D_1} = \frac{0.3}{0.03} = 10$$

Lo que indica que por cada vuelta que da la luna, la polea conductora da diez vueltas. Sin embargo, las velocidades que se obtienen en la luna con esa relación de transmisión son de 7538 rpm por lo que es necesario disminuir más las velocidades de giro de la luna. Para lograr que se reduzcan esas velocidades se sugiere emplear un controlador. Los controladores pueden regular el voltaje, la corriente, el par, la velocidad, así como la posición. El controlador por emplear es de la marca Maxon, modelo Escon 50/4. El cuál será el encargado de regular con mayor precisión la velocidad de la transmisión, para así controlar el rango de velocidades y par que necesita la transmisión para el correcto uso de la persona.

6.11.2 Elementos de la transmisión.

Ejes.

En la transmisión hay elementos que permiten la unión entre las diferentes piezas que componen un mecanismo, generalmente son de tipo cilíndricos y no transmiten potencia. En comparación una flecha.

Rodamientos.

También llamados cojinetes o baleros son elementos que ocupan bolas esféricas o algún otro tipo de rodillos para generar movimiento entre dos aros, uno interior y otro exterior, dónde uno está en movimiento y el otro estático. Alrededor de las bolas esféricas hay lubricante que le da características de velocidad, viscosidad al movimiento de los dos aros (Mott, 2006).

Para el presente trabajo se sabe que los esfuerzos se encuentran en las articulaciones del mecanismo, siendo los rodamientos los que se pueden ver afectados en un giro violento por parte del paciente. Para el prototipo de aluminio realizado se emplearon rodamientos de una hilera de bolas con ranura honda. Para versiones posteriores del mecanismo, manufacturadas detalladamente se sugiere emplear rodamientos de rodillos esféricos por su excelente capacidad de carga radial (Mott, 2006).

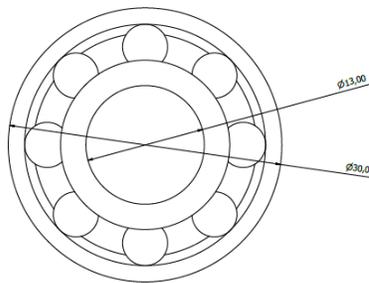


Figura 6-18. Rodamiento de una hilera de bolas con ranura honda empleado en el dispositivo.

Anillos de retención.

Es un método de localización axial para mantener la correcta posición del eje y evitar su movimiento a causa de vibraciones, uso del dispositivo, etc. Se deben de considerar las cargas que soportará el eje. Debido que el eje que une las barras no recibe algún tipo de carga axial considerable se eligió un anillo de retención para su correcta posición. El anillo se instala en la ranura del eje y evita el movimiento axial sobre el rodamiento. Las medidas del rodamiento fueron elegidas para un diámetro de eje de media pulgada. (Mott, 2006).

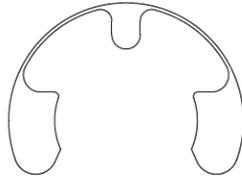


Figura 6-19. Seguro externo empleado para darle localización axial al eje de las uniones de las barras.

6.12 Diseño en CAD.

El diseño asistido por computadora, CAD por sus siglas en inglés (computer-aided design) es una herramienta en la que se pueden generar dibujos en una computadora ya sea para diseñar dibujos en 2D o modelados en 3D.

Hacer diseños en CAD ofrece ventajas en comparación con diseño en lápiz y papel, tales como la facilidad de uso, mayor precisión, flexibilidad en el tamaño de los dibujos y son el estándar para los sistemas de manufactura actuales (Del Campo, et al, 1992).

El Software utilizado para el diseño en 3D fue Autodesk Inventor ® ya que es un software especializado en el diseño mecánico.

6.12.1 Diseño de las barras.

Se diseñaron las barras Con las longitudes establecidas en la sección ” 6.8 Unidades del dispositivo a proponer.”:

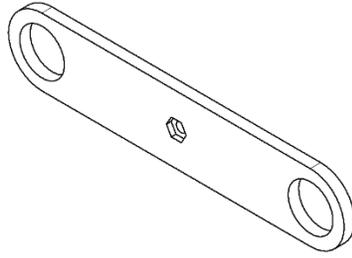


Figura 6-20. Barra "L1". Se pueden observar una ranura en medio que son para atornillar la pieza con la Luna

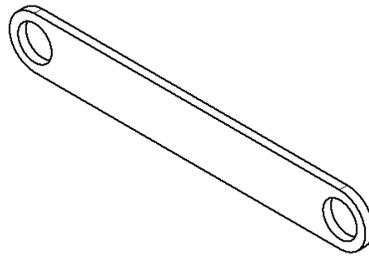


Figura 6-21. Barra L2

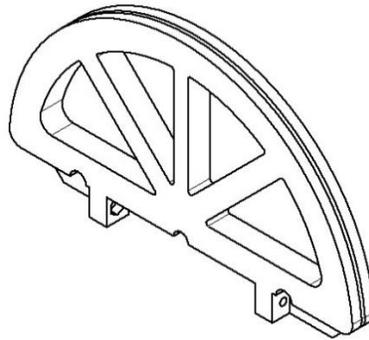


Figura 6-22. Se observa que tiene los mismos barrenos que L1 ya que estas dos piezas están unidas en el ensamble.
Al rededor de la Luna se observa una canaleta donde irá el cable.

La barra L5 no afecta al movimiento del efector final siendo la barra que esta fija, ya que en ningún momento influye en el mecanismo, por lo que forma parte del soporte, que fue configurado como

una placa. Las circunferencias de las barras, el soporte y la luna forman parte del mismo eje que las unió y en dichas circunferencias se montaron los rodamientos señalados en la sección anterior.

El montaje final es el siguiente:

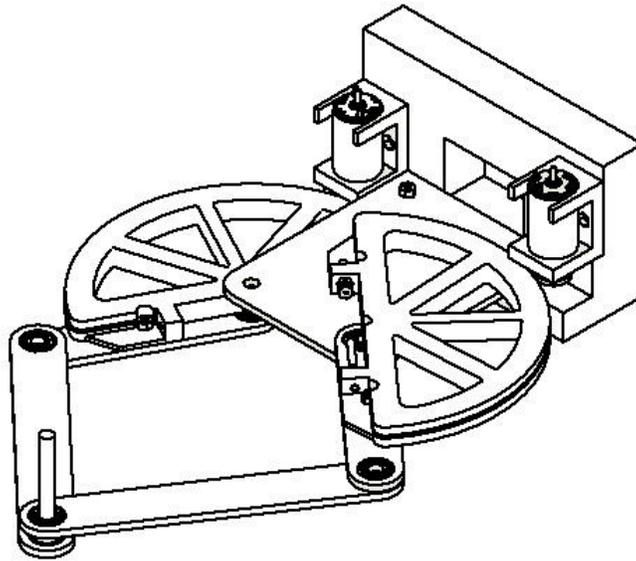


Figura 6-23. Ensamble final del dispositivo con todos los elementos montados.

Se realizó un modelo preliminar al final con aluminio, en él se realizaron pruebas y el mecanismo mostró tener baja fricción y una buena manipulabilidad. A continuación, se muestra imágenes del mecanismo.



Figura 6-24 Mecanismo en aluminio con todos los elementos posibles montados.

Como se puede ver, el mecanismo cuenta con la base y las correctas medidas de las barras, sin embargo, por la manufactura no fue posible dar todo el detalle como se muestran en los diseños. El mecanismo final se hará en impresión 3D.

7. Conclusiones.

En el presente trabajo se diseñó y desarrolló un mecanismo de rehabilitación. Mediante el estudio cinemático del mecanismo se pudieron identificar las medidas adecuadas de las barras que componen al mecanismo para hacer que este sea lo más compacto posible pero que cumpliera con un alto grado de manipulabilidad, la cual se pudo calcular con el índice de condición local (LCI). En el análisis matemático para obtener el LCI general del mecanismo se ocuparon las variables de la longitud de las barras que componen el mecanismo, razón por la cual se proporcionaron medidas aleatorias de las barras L1 y L2, siendo L2 no mayor que L1 por más de 10 cm hasta encontrar la configuración con el mayor LCI.

Posteriormente se hizo un análisis de las transmisiones para la retroalimentación de fuerzas del dispositivo, se optó por una transmisión por poleas por sus características de baja fricción y de reversibilidad. Con base al análisis de la relación de transmisión fue posible diseñar la polea que moverá al mecanismo (Luna).

Una vez encontrada la configuración adecuada del mecanismo se precedió al diseño de este en el software Inventor ®. El diseño de la Luna al momento de realizar el montaje del mecanismo se observó que el acomodo de la barra L1 y la Luna debía ser especial y estar en diferentes alturas, debido a que parte de estas barras chocaban con la barra L4 y con la luna de esta. Para solucionar este problema se optó por ocupar la barra L5, que no presenta movimiento en el dispositivo, como

separación entre ambas barras y lunas. Gracias a lo anterior se logró el correcto movimiento del mecanismo garantizando la mayor área de trabajo posible. Gracias al número de condición local encontrado fue posible disminuir las singularidades que este puede presentar, sin embargo, por la misma naturaleza del mecanismo en los extremos es dónde se presentan más singularidades. A pesar de eso el mecanismo cuenta con suficiente área de trabajo para realizar ejercicios de rehabilitación en el centro del área de trabajo, sin la necesidad de llegar a los extremos.

Como se trata de un dispositivo de rehabilitación, se busca que no dañe a los pacientes, con un sistema de transmisión por poleas se logra que los movimientos que haya en dicha transmisión no presenten mayor resistencia cuando los motores estén apagados o en uso. Este es un dispositivo que lo pueden utilizar pacientes que estén en rehabilitación de las extremidades superiores, acompañados de un experto en la rehabilitación pueden realizar los movimientos indicados por el experto las veces que sea recomendable.

8. Trabajo a futuro.

En el presente trabajo se logró diseñar un dispositivo de rehabilitación de miembros superiores con un tamaño compacto para mayor movilidad del dispositivo. Como parte del trabajo a futuro se sugiere complementar el dispositivo con la etapa de potencia, sensado y control de los motores para la manipulación autónoma del dispositivo. Con el control del movimiento de los motores se pueden generar trayectorias que asistan a pacientes con poca fuerza en las extremidades superiores, por otro lado, para los pacientes con una recuperación mayor se podrá oponer fuerzas para que su rehabilitación sea mejor. También se puede desarrollar software de realidad virtual para que sea más entretenida la rehabilitación para los pacientes.

9. Referencias.

Hillman, Michael. (2006). 2 Rehabilitation Robotics from Past to Present – A Historical Perspective. 10.1007/10946978_2.

Dijkers, Marcel & deBear, Patti & Erlandson, Robert & Kristy, Kathy & Geer, Deanna & Nichols, Angelo. (1991). Patient and staff acceptance of robotic technology in occupational therapy: A pilot study. *Journal of rehabilitation research and development*. 28. 33-44. 10.1682/JRRD.1991.04.0033.

Myszka, David H, 2012, Máquinas y mecanismos, México, Pearson Education.

Roda Buch, A., Mata Alema, V., Albelda Victoria, J. (2016). Máquinas y mecanismos. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.

Antonio Arauz y Angélica Ruíz-Franco. (2012). Enfermedad Vascul ar Cerebral. *Revista de la Facultad de Medicina de la UNAM*, 55(3), 11-21.

IMSS, Octubre 2019, Enfermedad Vascul ar Cerebral (EVC), entre las primeras causas de muerte. <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201910/455>

INEGI, 2020 Porcentaje de la población con algún tipo de discapacidad por grupo de edad, <https://www.inegi.org.mx/temas/discapacidad/>

Secretaria de salud, mayo 2017, 221. En México, alrededor de 20 mil personas tienen esclerosis múltiple, <https://www.gob.mx/salud/prensa/221-en-mexico-alrededor-de-20-mil-personas-tienen-esclerosis-multiple>

Quiñones Aguilar Sandra, Paz Claudia, Delgado César, Jiménez Gil Francisco Javier, 2009, Espasticidad en adultos, *Revista Mexicana de Neurociencia* 10(2): 112-121

Vivancos-Matellano , S.I. Pascual-Pascual, J. Nardi-Villardaga, F. Miquel-Rodríguez, I. de Miguel-León, M.C. Martínez-Garre, I. Martínez-Caballero, G. Lanzas-Melendo, R. Garreta-Figuera, P.J. García-Ruiz, M. García-Bach, V. García-Aymerich, I. Bori-Fortuny, M. Aguilar-Barberà, 2007, Guía del tratamiento integral de la espasticidad, 2007, *REV NEUROL*, 45 (6): 365-375

Masia, Lorenzo & Krebs, Hermano & Cappa, Paolo & Hogan, Neville. (2007). Design and Characterization of Hand Module for Whole-Arm Rehabilitation Following Stroke. *IEEE/ASME transactions on mechatronics: a joint publication of the IEEE Industrial Electronics Society and the ASME Dynamic Systems and Control Division*. 12. 399-407. 10.1109/TMECH.2007.901928.

L. Rodríguez-Prunotto, R. Cano-de la Cuerda??, A. Cuesta-Gómez, I.M. Alguacil-Diego, F. Molina-Rueda, Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica, 2014, Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina

Física, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Rey Juan Carlos, Alcorcón, Madrid, España, DOI:10.1016/j.rh.2014.01.001

Hawkins, P & Smith, J & Alcock, S & Topping, M & Harwin, William & Loureiro, Rui & Amirabdollahian, Farshid & Brooker, J & Coote, Susan & Stokes, Emma. (2002). Gentle/s project: design and ergonomics of a stroke rehabilitation system. Proc. of the 1st Cambridge Workshop on Universal Access and Assistive Technology (CWUAAT).

Linde, R.Q. & Lammertse, Piet. (2003). HapticMaster - A generic force controlled robot for human interaction. *Industrial Robot: An International Journal*. 30. 515-524. DOI: 10.1108/01439910310506783.

Liu, X. J., y Wang, J. (2014). *Parallel kinematics. Type, Kinematics, and Optimal Design*, Heidelberg, Berlin: Springer. doi: 10.1007/978-3-642-36929-2

Miguel Lucario Gerardo, 2019, Diseño de una interfaz háptica planar tipo pantógrafo para interacción en ambientes virtuales con aplicaciones en biomedicina, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México.

Norton, R. L. (1998). *Diseño de maquinaria*, México. McGraw-Hill.

Barrientos Antonio, Peñín Luis Felipe, Balaguer Carlos, Aracil Rafael, 2007 *Fundamentos de Robótica*, Madrid España, McGraw-Hill.

Chaparro-Rico, B., Cafolla, D., Ceccarelli, M., y Castillo-Castaneda, E. (2018). Experimental Characterization of NURSE, a Device for Arm Motion Guidance. *Journal of healthcare engineering*, 2018. Article ID 9303282. doi: 10.1155/2018/9303282

Del Campo Cárdenas, Oscar Martín; Soriano, Ma. Teresa; Barrera Trujillo, René; Bustamante Vallín, Víctor Hugo, 1992, *Dibujo y diseño asistido por computadora (AutoCAD Básico)*, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México.

Gómez-Soriano, Julio. (2012). Espasticidad después de la lesión medular: Fisiopatología, valoración cuantitativa y nuevos enfoques de tratamiento.

Calderón-Sepúlveda, 2002, Escalas de medición de la función motora y la espasticidad en parálisis cerebral, *Revista Mexicana de Neurociencia*.

Mott, Robert L, 2006, *Diseño de elementos de máquinas*, México, Pearson Educación.

García Coello Freddy Mauricio, Zurita Caisaguano Ismael Eduardo, 2002, *Diseño y construcción de un pantógrafo mediante control numérico computarizado -CNC utilizando grabado por vibración y fresado*, Escuela Politecnica del Ejército Sede Lacatunga

Agüero Nahuel, 2015, Solo 6 grados de libertad, *Artes visuales*, Ministerio de cultura de la Nación, recuperado de: <http://conti.derhuman.jus.gov.ar/2015/04/av-solo-seis-grados.shtml>

Carrillo González Rogelio Manuel, 2020, Método adaptativo para rehabilitación motriz mediante juegos serios usando realidad virtual.

Castillo Ramírez Arturo, 2005, Apuntes para la materia de cinemática de las maquinas, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí.