



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN
CIENCIA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA**

UNIDAD QUERÉTARO

POSGRADO EN TECNOLOGÍA AVANZADA

**DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO PARA LA
REHABILITACIÓN DE LA RODILLA BASADO EN
UN MECANISMO PARALELO**

TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN TECNOLOGÍA AVANZADA

PRESENTA

BETSY DAYANA MARCELA CHAPARRO RICO

DIRECTOR DE TESIS
DR. EDUARDO CASTILLO CASTAÑEDA



Querétaro, Qro. Mayo de 2014



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, D.F. el día 23 del mes de mayo del año 2014, la que suscribe Betsy Dayana Marcela Chaparro Rico alumna del Programa de Maestría en Tecnología Avanzada, con número de registro B120719, adscrita al CICATA - Unidad Querétaro, IPN, manifiesta que es la autora intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Eduardo Castillo Castañeda y cede los derechos del trabajo titulado **Desarrollo de un Dispositivo para la Rehabilitación de la Rodilla Basado en un Mecanismo Paralelo**, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso de la autora y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a las siguientes direcciones CICATA – Unidad Querétaro, IPN, Cerro Blanco # 141, Colinas del Cimatario, C.P 76090, Querétaro, Qro., México. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Dayana Chaparro Rico
Betsy Dayana Marcela Chaparro Rico

Desarrollo de un Dispositivo para la Rehabilitación de la Rodilla Basado en un Mecanismo Paralelo

Betsy Dayana Marcela Chaparro Rico

Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada
Instituto Politécnico Nacional
Querétaro, México.

**«El ave canta aunque la rama cruja, como que sabe lo que son sus
alas»**

(Salvador Díaz Mirón)

DEDICATORIA

A mis padres, por su apoyo incondicional y por el amor que me dan a diario...

A mi hermana y a mi sobrina, que me han llenado de buenos momentos y alegrías...

AGRADECIMIENTOS

Al doctor Eduardo Castillo Castañeda, por su invitación a México, por su asesoría durante el desarrollo del proyecto, por su apoyo en los momentos de dificultad y por ser un ejemplo como profesional y como persona...

Al miembros de mi comité tutorial por sus recomendaciones...

Al ingeniero Milton Muñoz Neira quien me abrió las puertas hacía la investigación...

A todos los docentes que han hecho parte de mi formación académica desde mi infancia hasta hoy...

A CONACYT por su apoyo económico durante el desarrollo del proyecto...

A los especialistas del CRIQ por su asistencia en la selección de los ejercicios de rehabilitación de la rodilla y por las discusiones acerca de las necesidades en este campo...

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	17
ABSTRACT	18
1 INTRODUCCIÓN	19
1.1 Antecedentes.....	19
1.2 Objetivos.....	20
1.2.1 Objetivo General	20
1.2.2 Objetivos Específicos	20
1.3 Justificación	21
2 ESTADO DEL ARTE	23
3 MARCO TEÓRICO	32
3.1 Los robots paralelos.....	32
3.1.1 Introducción.....	32
3.1.2 Clasificación según el tipo de movimiento.....	34
3.1.3 Cinemática de los robots paralelos	35
3.1.4 Espacio de trabajo.....	36
3.2 La rodilla	37
3.2.1 Introducción.....	37
3.2.2 Los movimientos de flexoextensión.....	37
3.2.3 Rehabilitación de la rodilla	38
4 EJERCICIOS A AUTOMATIZAR	42
4.1 Ejercicios seleccionados.....	42
4.2 Método de adquisición de las trayectorias	46
5 CARACTERIZACIÓN DE LAS TRAYECTORIAS	49
5.1 Modelo geométrico inverso de la pierna	49
5.2 Modelo geométrico directo de la pierna	52
5.3 Comportamiento articular y cartesiano de los ejercicios.	53
6 DISEÑO MECÁNICO	63
6.1 Requerimientos elementales del mecanismo	63
6.2 Mecanismo propuesto.....	64
6.3 Modelo conceptual preliminar	66

6.4	Grados de libertad del mecanismo	66
6.5	Modelo geométrico inverso.....	67
6.6	Modelo geométrico directo.....	72
6.7	Espacio de trabajo y dimensionamiento del mecanismo	73
6.8	Simulación CAD en Inventor	77
6.9	Simulación en Matlab.....	79
6.10	Requerimientos de uso del mecanismo	81
6.11	Modelo conceptual final	82
6.12	Componentes comerciales	86
6.12.1	Barras.....	86
6.12.2	Articulaciones.....	87
6.12.3	Actuadores	88
6.13	Diseño CAD en Inventor	90
6.13.1	Piezas	90
6.13.2	Ensamble	93
6.13.3	Pruebas con el maniquí simulador	96
7	CONTROLADOR.....	99
7.1	Componentes comerciales	99
7.1.1	Sensores	99
7.1.2	Tarjeta de control del movimiento	100
7.2	Construcción y prueba del controlador	104
8	CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO.....	107
8.1	Montaje del mecanismo 5 barras.....	107
8.1.1	Ensamble de las piezas	107
8.1.2	Prueba de movilidad.....	110
8.2	Montaje de los sensores de posición	111
8.3	Montaje de los motores.....	112
8.4	Integración del mecanismo y el controlador.....	114
9	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DE CONTROL	115
10	VALIDACIÓN EXPERIMENTAL	119
10.1	Prueba de movilidad	119

10.2 Reproducción de los ejercicios	121
10.3 Comparación entre las trayectorias deseadas y las obtenidas	123
10.4 Especificaciones técnicas	128
10.5 Curvas de corriente de los motores	129
10.6 Parámetros de desempeño.....	132
11 CONCLUSIONES	134
TRABAJO FUTURO	136
OTROS PRODUCTOS.....	137
REFERENCIAS.....	138
Anexo A. Programas Matlab.....	144
Anexo B. VII Congreso Nacional De Fisioterapia	151
Anexo C. IV Congreso Internacional de Investigación en Rehabilitación	153
Anexo D. Resumen revista de INVESTIGACIÓN EN DISCAPACIDAD	154
Anexo E. Patente	155
Anexo F. Congreso MUSME	157
Anexo G. Congreso CCMMS 2014	158
Anexo H. Artículo de difusión en la Gaceta Politécnica	159

INDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Dispositivo para la rehabilitación de rodilla (University of Applied Sciences Rapperswil) [24].	23
Figura 2.2 Prototipo de terapia de movimiento para a) rodilla, b) hombro, c) unidad de control (Univ. of Bremen) [25].	23
Figura 2.3 Robot para la terapia de la mano InMotion de IMT (Interactive Motion Technologies) [34].	25
Figura 2.4 Dispositivo ortopédico para corregir la hiperextensión de la rodilla AKROD (Active Knee Rehabilitation Orthotic Device) [37].	26
Figura 2.5 Robot manipulador para la rehabilitación de la rodilla [38].	27
Figura 2.6 Máquina de ejercicios terapéuticos para la rodilla TEM (Therapeutic Exercise Machine) [39].	27
Figura 2.7 Mecanismo para aumentar el rango de movimiento de la rodilla de Stanly B. Koch [17].	28
Figura 2.8 Mecanismo para la flexoextensión de la rodilla de Jacob Randy Hall [18].	28
Figura 2.9 Soporte para la rodilla Roboknee (a la izquierda esquema del soporte y a la derecha soporte usándose para subir escaleras) [40].	29
Figura 2.10 Exoesqueleto para asistir la fuerza humana BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) [41].	29
Figura 2.11 Dispositivo para la flexoextensión de la rodilla de Jay John Weiner [19].	30
Figura 2.12 Dispositivo de movimiento pasivo continuo para la rodilla de Zoltán Cserátony [20].	30
Figura 3.1 Robot serial Scara.	32
Figura 3.2 Robot paralelo 5 barras.	33
Figura 3.3 Plataforma de estructura paralela de Stewart.	34
Figura 3.4 Estructura planar 3 RRR.	35
Figura 3.5 Robot paralelo espacial Delta [14].	35
Figura 3.6 Anatomía de la Rodilla.	37
Figura 3.7 Ángulos de flexoextensión de la rodilla.	38
Figura 3.8 Ejemplo de ejercicio de rehabilitación pasiva para la rodilla.	39
Figura 3.9 Ejemplo de ejercicio para la rehabilitación activa de rodilla.	40
Figura 4.1 Ejercicio A: Elevación de la pierna extendida.	42
Figura 4.2 Ejercicio B: Flexoextensión de la rodilla con una inclinación fija de la articulación de la cadera.	43
Figura 4.3 Ejercicio C: Flexoextensión de la rodilla y cadera siguiendo una trayectoria lineal con el pie.	43
Figura 4.4 Ejercicio D: Elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera.	44
Figura 4.5 Ejercicio de rehabilitación aplicado en el reemplazo de rodilla [76].	44

Figura 4.6 Ejercicios de rehabilitación aplicados en la artroscopia [78].	45
Figura 4.7 Ejercicios de rehabilitación después de una cirugía de rodilla [79].	45
Figura 4.8 Ejercicios en la rehabilitación del dolor de rodilla [80].	45
Figura 4.9 Ejercicio de rehabilitación en lesiones de Ligamento cruzado anterior [81].	46
Figura 4.10 Imágenes con marcadores de colores amarillo, rojo y verde con iluminación.	47
Figura 4.11 Imágenes con marcadores de colores amarillo, rojo y verde sin iluminación.	47
Figura 4.12 Condiciones favorables para la adquisición de las trayectorias (color amarillo sin iluminación).	48
Figura 4.13 Puntos extraídos de los tres marcadores cadera, rodilla y tobillo.	48
Figura 5.1 Representación geométrica del miembro inferior.	49
Figura 5.2 Representación geométrica de la pierna con rodilla arriba.	51
Figura 5.3 Representación geométrica de la pierna.	53
Figura 5.4 Trayectoria angular del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).	55
Figura 5.5 Trayectoria cartesiana del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).	56
Figura 5.6 Trayectoria angular del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con posición fija de la cadera (ejercicio B).	57
Figura 5.7 Trayectoria cartesiana del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con posición fija de la cadera (ejercicio B).	58
Figura 5.8 Trayectoria angular del ejercicio de seguimiento de una trayectoria lineal (ejercicio C).	59
Figura 5.9 Trayectoria cartesiana del ejercicio de seguimiento de una trayectoria lineal (ejercicio C).	60
Figura 5.10 Trayectoria angular del ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).	61
Figura 5.11 Trayectoria cartesiana del ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).	62
Figura 6.1 Espacio requerido para reproducir los ejercicios de rehabilitación seleccionados.	63
Figura 6.2 a) mecanismo serial b) mecanismo paralelo.	64
Figura 6.3 Mecanismos paralelos de dos grados de libertad.	65
Figura 6.4 Mecanismo propuesto: 5 barras paralelo de dos grados de libertad con articulaciones rotacionales.	65
Figura 6.5 Concepto básico del uso del mecanismo 5 barras en un paciente.	66
Figura 6.6 Representación geométrica del mecanismo 5 barras.	67
Figura 6.7 Variación de la forma del espacio de trabajo del 5 barras.	74
Figura 6.8. Espacio de trabajo del 5 barras dimensionado.	75

Figura 6.9 Espacio requerido para reproducir los ejercicios dentro del espacio de trabajo.	76
Figura 6.10 Dibujo CAD del mecanismo de 5 barras.	77
Figura 6.11 Mecanismo siguiendo la trayectoria de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).	77
Figura 6.12 Mecanismo siguiendo la trayectoria de flexoextensión de la rodilla (ejercicio B).....	78
Figura 6.13 Mecanismo siguiendo la trayectoria lineal (ejercicio C).....	78
Figura 6.14 Mecanismo siguiendo la trayectoria de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).	78
Figura 6.15 Mecanismo siguiendo la trayectoria del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).....	79
Figura 6.16 Mecanismo siguiendo la trayectoria del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con cadera fija (ejercicio B).....	80
Figura 6.17 Mecanismo siguiendo el ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C).....	80
Figura 6.18 Mecanismo siguiendo la trayectoria de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).	81
Figura 6.19 posición del mecanismo respecto al paciente.	82
Figura 6.20 Concepto final del mecanismo cumpliendo con todos los requerimientos. .	83
Figura 6.21 Espacio requerido para reproducir las trayectorias dentro el espacio de trabajo.	85
Figura 6.22 Mecanismo siguiendo la trayectoria de flexoextensión de la rodilla con cadera fija (ejercicio B) considerando la distancia de separación respecto al paciente. .	86
Figura 6.23 Forma del perfil tipo Bosch series 28 No 12-028 [89].....	87
Figura 6.24 Forma del perfil tipo Bosch series 40 No 11-040 [89].....	87
Figura 6.25 Articulación que se empleará en mecanismo (Rótula 23-015B) [89].....	88
Figura 6.26 Representación de la pierna como una barra con dos apoyos.	88
Figura 6.27 Actuador lineal Electra 1 S24-09A4-06 [90].	89
Figura 6.28 Base del dispositivo.....	90
Figura 6.29 Dibujo CAD de la camilla para acostar al paciente.....	91
Figura 6.30 Dibujo CAD del simulador del paciente.	91
Figura 6.31 Dibujo CAD de la articulación del mecanismo (Rótula 23-015B).	92
Figura 6.32 Dibujo CAD del actuador lineal Electra 1 S24-09A4-06.	92
Figura 6.33 Dibujo CAD de uno de los brazos articulados del mecanismo.	93
Figura 6.34 Dibujo CAD del mecanismo.	94
Figura 6.35 Dibujo CAD del mecanismo contraído.....	94
Figura 6.36 Dibujo CAD del mecanismo extendido.	95
Figura 6.37 Dibujo CAD del mecanismo con el efector final hacia arriba.	95
Figura 6.38 Dibujo CAD del mecanismo con el efector final hacia abajo.	96

Figura 6.39 Dibujo CAD del mecanismo sujetando la pierna del paciente. Vista desde esquina.....	97
Figura 6.40 Dibujo CAD del mecanismo sujetando la pierna del paciente. Vista lateral.....	97
Figura 6.41 Cuatro posiciones diferentes adoptadas por el mecanismo sujetando la pierna del paciente.	98
Figura 7.1 Imagen del sensor de posición (encoder incremental ATM 102-V 3708).	99
Figura 7.2 Diferentes posibles resoluciones del encoder ATM 102 configurando el DIP switch.	100
Figura 7.3 Imagen de la tarjeta de control de posición PIC-SERVO SC Motion Control board [91].	100
Figura 7.4 Imagen de la Interfaz de comunicación SSA- 485 [91].....	101
Figura 7.5 Configuración de las tarjetas para controlar un solo motor [91].	102
Figura 7.6 Configuración de las tarjetas para controlar varios motores [91].	102
Figura 7.7 Pines de conexión de la tarjeta PIC-SERVO [91].....	103
Figura 7.8 Fotografía de la pruebas de los circuitos de control.	104
Figura 7.9 Ventana donde se selecciona el puerto de comunicación con el computador.	104
Figura 7.10 Ventana que indica cuantos módulos PIC-SERVO fueron detectados.	105
Figura 7.11 Ventana de acceso al control de los dos motores.	105
Figura 7.12 Fotografía del gabinete de control.....	106
Figura 8.1 Fotografía de la articulación intermedia de un brazo del mecanismo.....	107
Figura 8.2 Fotografía del montaje del mecanismo para la rehabilitación de la rodilla. .	108
Figura 8.3 Fotografía de la unión de los brazos del mecanismo a la base.....	108
Figura 8.4 Fotografía del brazo izquierdo del mecanismo.....	109
Figura 8.5 Fotografía del brazo derecho del mecanismo.	109
Figura 8.6 Fotografía de la separación entre los brazos del mecanismo.	109
Figura 8.7 Fotografías del mecanismo al aplicar la elevación de la pierna extendida (ejercicio A).	110
Figura 8.8 Fotografías del mecanismo al aplicar la flexoextensión de la rodilla con cadera fija (ejercicio B).....	110
Figura 8.9 Fotografía del mecanismo al aplicar la trayectoria lineal (ejercicio C).....	110
Figura 8.10 Fotografía del mecanismo al aplicar el ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión en rodilla y cadera. (Ejercicio D).	111
Figura 8.11 Fotografía del montaje del encoder en la articulación activa del brazo de derecho del mecanismo.	111
Figura 8.12 Fotografía del montaje del encoder en la articulación activa del brazo izquierdo del mecanismo.....	112
Figura 8.13 Fotografía del montaje del motor del brazo derecho del mecanismo.....	112
Figura 8.14 Fotografía del montaje del motor del brazo izquierdo del mecanismo.	113
Figura 8.15 Fotografía del mecanismo con los sensores y los motores montados.	113

Figura 8.16 Fotografía del mecanismo conectado al controlador.....	114
Figura 9.1 Ventana de la interfaz gráfica de usuario.	116
Figura 9.2 Interfaz gráfica de usuario con el modo articular activado.	116
Figura 9.3 Interfaz gráfica de usuario con el modo cartesiano activado.....	117
Figura 9.4 Fotografía de la implementación del software de control en el dispositivo de rehabilitación.	117
Figura 9.5 Fotografías de dos posiciones del mecanismo controladas desde el software de control.....	118
Figura 10.1 Fotografía del mecanismo con los émbolos de los actuadores contraídos (posición 1).....	119
Figura 10.2 Fotografía del mecanismo con los brazos extendidos (posición 2).	120
Figura 10.3 Fotografía del mecanismo con el efector final dirigido hacia arriba (posición 3).	120
Figura 10.4 Fotografía del mecanismo con el efector final dirigido hacia abajo (posición 4).	120
Figura 10.5 Fotografía del dispositivo de rehabilitación de la rodilla listo para la ubicación del paciente.....	121
Figura 10.6 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A) en el maniquí.	121
Figura 10.7 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de flexoextensión de la rodilla con una posición fija de la cadera (ejercicio B) en maniquí.	122
Figura 10.8 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C) en el maniquí.....	122
Figura 10.9 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D) en el maniquí.....	122
Figura 10.10 Fotografías del dispositivo reubicando la pierna del maniquí para dar inicio a la ejecución de un nuevo ejercicio.....	122
Figura 10.11 Ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.....	123
Figura 10.12 Ejercicio de flexoextensión de la rodilla con cadera en posición fija (ejercicio B) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.....	124
Figura 10.13 Ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.....	124
Figura 10.14 Ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.....	125
Figura 10.15 Fotografía de las marcas de color rojo sobre el mecanismo 5 barras.	125

Figura 10.16 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A) para el maniquí.	126
Figura 10.17 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con la cadera fija (ejercicio B) para el maniquí.....	126
Figura 10.18 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C) para el maniquí.....	127
Figura 10.19 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D) para el maniquí.....	127
Figura 10.20 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo la trayectoria de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).	130
Figura 10.21 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo el ejercicio de flexoextensión de rodilla con cadera fija (ejercicio B).....	130
Figura 10.22 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo el ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C).	131
Figura 10.23 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo el ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).	131

RESUMEN

Este documento presenta el desarrollo de un dispositivo para la rehabilitación de la rodilla basado en un mecanismo de estructura paralela, capaz de reproducir cuatro ejercicios generalmente empleados en la rehabilitación de la rodilla. El dispositivo está compuesto principalmente por una estructura mecánica basada en un mecanismo paralelo de 5 barras, un gabinete de control compuesto por tarjetas PIC-SERVO SC que aplican un control PID (proporcional-integral-derivativo) para posicionar los motores y un software de control que permite comandar el posicionamiento en modo cartesiano y articular, y reproducir los ejercicios de rehabilitación.

El dispositivo presenta variedad de ventajas respecto a otros dispositivos de rehabilitación, entre estas, la capacidad de reproducir más de un ejercicio de rehabilitación; incluir en un solo dispositivo la flexoextensión individual de la cadera, la flexoextensión individual de la rodilla y la flexoextensión combinada de las dos articulaciones, y basarse en un mecanismo paralelo, el cual ofrece ventajas respecto a los mecanismos seriales en cuanto a exactitud, velocidad, capacidad de carga y rigidez.

El prototipo construido tiene exactitud de posicionamiento de $\pm 0.28\text{mm}$ y una repetibilidad de posicionamiento de $\pm 1.23\text{mm}$. Respecto a algunas especificaciones técnicas, maneja una velocidad máxima en el efector final de 0.031m/s , tiene una rigidez mecánica de 1147N/m y una capacidad de carga de 3.7 kgf (suficiente para el maniquí de prueba) que puede ser variada empleando motores más grandes.

Este proyecto ofrece una alternativa tecnológica con notables ventajas que responde a la necesidad mundial de mejorar los procesos de rehabilitación física, en este caso de la rodilla, una de las articulaciones de mayor importancia en las actividades de desplazamiento y una de las más propensas a lesionarse, contribuye al sector de la salud y al sector de la robótica, y favorece particularmente a la independencia tecnológica del país.

ABSTRACT

This document presents the development of a knee rehabilitation device based on a parallel mechanism, able to reproduce four exercises generally used in knee rehabilitation. The device consists mainly of a mechanical structure based on a five bars mechanism, a control cabinet composed of PIC-SERVO SC cards that implement a PID (proportional-integral-derivative) control to position the motors, and software that commands the position in cartesian and articulate modes, and to reproduce the rehabilitation exercises.

The device presents some advantages regarding other rehabilitation devices, among these, the capacity to reproduce more than one rehabilitation exercise; to include the individual flexoextension hip, the individual flexoextension knee and the combined flexoextension of the two articulations; and to be based on a parallel mechanism, which adds other advantages compared to serial mechanisms in terms of accuracy, speed, load capacity and stiffness.

The built prototype has a positioning accuracy of $\pm 0.28\text{mm}$ and a positioning repeatability of $\pm 1.23\text{mm}$. Regard to some technical specifications, end-effector maximum speed is 0.031m/s , the mechanical stiffness is 1147N/m and it has a load capacity of 3.70kgf (sufficient for the test dummy), which can be varied employing larger motors.

This project provides a technological alternative with significant advantages that responds to the global need for improved physical rehabilitation process, in this case the knee, one of the most important joints in displacement activities and one of the most prone to injury contributes to the development of the health sector and the development of robotics, and benefits particularly to technological independence of this country.

1 INTRODUCCIÓN

En este documento se presenta inicialmente un capítulo de introducción que contiene los antecedentes, los objetivos y la justificación del proyecto, y un capítulo que trata el estado del arte; el desarrollo y resultados del proyecto se presentan en 7 capítulos, empezando por la identificación y caracterización de los ejercicios de rehabilitación, después el diseño mecánico, el controlador, la construcción del dispositivo, el diseño e implementación del software de control y la validación experimental, finalizando con las conclusiones, trabajo a futuro y los productos de este proyecto de tesis.

1.1 Antecedentes

La rodilla es una de las articulaciones más propensa a lesionarse [1] debido a que debe soportar gran parte del peso del cuerpo, la lesión puede ser provocada por un movimiento mal efectuado o un golpe durante una actividad de la vida cotidiana o en la práctica del algún deporte, además de las lesiones, la rodilla también puede ser afectada por alguna enfermedad, como la gonartrosis [2], la artritis [3], condromalacia rotuliana [4], deformaciones congénitas [5] y enfermedades cerebrovasculares que afecten la movilidad de la rodilla [6], entre otras.

Los estudios epidemiológicos del deporte han demostrado que la rodilla es una de las articulaciones del cuerpo que se lesiona con mayor frecuencia y que su grado de incidencia depende del deporte que se evalúe, por ejemplo en el fútbol, conocido como uno de los deportes más populares a nivel mundial, las lesiones de rodilla ocupan el primer lugar [7] entre las lesiones de mayor incidencia, donde también se ha demostrado que el esguince de rodilla es la lesión común más grave [8] y en el baloncesto, ocupa el segundo lugar [9], después de las lesiones de tobillo. Además de ser una de las lesiones más frecuentes, las lesiones de rodilla representan una proporción elevada de los costos de tratamiento médico por lesiones, en un 27% en los hombres y un 33% en las mujeres, según un estudio realizado por investigadores en Suiza, durante siete años en 12 deportes [10].

En el proceso de rehabilitación de la rodilla resulta complejo prometer que los resultados serán óptimos, que la recuperación se dará en el menor tiempo posible y brindar plena seguridad al paciente, debido a que el poco control de los ejercicios que debe ejecutar el paciente podría permitir movimientos que afecten la evolución de la lesión, de aquí que los investigadores, interesados por resolver esta situación, han trabajado en el desarrollo de equipos médicos que asistan la terapia con el fin de agilizar y optimizar los resultados del proceso de rehabilitación, pero esta tecnología

representa un costo elevado [11] y generalmente debe ser importada, y aunque países como México se han preocupado por crear centros de rehabilitación con tecnología de punta, como el Centro de Evaluación y Rehabilitación Biónica y Robótica (Cerebro), único en América latina, los costos que representa no permite su expansión a otros lugares, lo que provoca que el acceso de los pacientes a estas alternativas de terapia sea muy difícil y para algunos imposible.

En el diseño de los aparatos para la rehabilitación del movimiento, son varios los aspectos que deben estar en continua mejora a medida que la ciencia avanza en el desarrollo de los distintos prototipos, entre estos la exactitud, la velocidad, la capacidad de carga, la economía de su construcción, el fácil transporte, robustez, rigidez, espacio de trabajo, tamaño, peso y la seguridad del paciente, factor de gran importancia en la rehabilitación [12].

Este proyecto está dirigido a desarrollar un dispositivo basado en una estructura paralela que pueda reproducir ejercicios generalmente empleados durante el proceso de rehabilitación de la rodilla.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Diseñar y construir un dispositivo basado en un mecanismo paralelo que automatice ejercicios generalmente usados en la rehabilitación de la rodilla.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Identificación y caracterización de los ejercicios generalmente usados en la rehabilitación de la rodilla.
- Diseño mecánico basado en un mecanismo de estructura paralela capaz de reproducir los ejercicios de rehabilitación predefinidos.
- Integración de un gabinete de control para los actuadores del dispositivo.
- Construcción del dispositivo.
- Diseño e implementación de un software de control para asegurar el seguimiento de las trayectorias por parte del mecanismo.

1.3 Justificación

Dada la complejidad y la importancia de la articulación de la rodilla en las actividades que implican el desplazamiento, la medicina de rehabilitación necesita de alternativas tecnológicas que permitan entregar mejores resultados durante el proceso de rehabilitación.

El prototipo se basará en un sistema paralelo que ofrece ventajas en comparación a los robots seriales [13] [14], en cuanto a la exactitud, capacidad de carga, rigidez y velocidad, estas ventajas son las que han motivado a los investigadores, a nivel mundial, a introducir las estructuras paralelas a la robótica de rehabilitación y evidentemente se han convertido en una temática de la actualidad. De manera que el desarrollo de este prototipo será pertinente no sólo de acuerdo a las necesidades médicas y tecnológicas presentes sino también de acuerdo a las tendencias y estado actual del avance tecnológico a nivel internacional.

A nivel mundial no sea ha desarrollado un dispositivo para la rehabilitación de la rodilla basado en un sistema paralelo que sea capaz de asistir varios ejercicios de la rehabilitación, otros dispositivos permiten realizar generalmente un solo ejercicio y algunos se enfocan principalmente en tratar solo un padecimiento [15] [16]; otros dispositivos se pueden usar en diferentes etapas de la rehabilitación pero el paciente debe usar la fuerza de sus brazos para emplear el aparato [17] [18] y otros aparatos actuados permiten la flexoextensión de la rodilla pero siempre por medio del mismo ejercicio [19] [20]. Por otra parte, los estos dispositivos se enfocan exclusivamente en la articulación de la rodilla sin considerar que en el proceso de rehabilitación de la rodilla hay ejercicios específicamente para la cadera.

A nivel Nacional no se ha desarrollado un robot manipulador paralelo para la rehabilitación de la rodilla, de manera que el producto final de este proyecto innovaría en la tecnología de los equipos médicos, ofreciendo la posibilidad, a la comunidad médica, de adquirir tecnología avanzada a mejores costos. Por otra parte, aunque este país es el mayor exportador de dispositivos médicos en América Latina y ocupa el undécimo lugar a nivel mundial [21], el “Mapa de ruta de dispositivos médicos” [22] desarrollado por ProMéxico, reporta que la inversión ha sido principalmente para el ensamblaje primario de equipos y no en actividades propias de investigación y desarrollo, por lo que hay una mayor importación de nuevas tecnologías no desarrolladas en el país [23]. Esta situación, sumada a que no se puede prescindir de la tecnología médica, hacen que se dependa tecnológicamente de los países que ofrecen estos productos, bajo las condiciones y el precio que exijan, es por esto que este proyecto favorecerá la independencia tecnológica, además de que su mantenimiento no dependería de la visita de especialistas extranjeros.

Los principales usuarios para el dispositivo de rehabilitación serán los centros de rehabilitación para la discapacidad, además de los centros especializados en la rehabilitación, las clínicas y hospitales. Particularmente, el Centro de Rehabilitación Integral de Querétaro ha mostrado gran interés en el desarrollo de este proyecto, debido a que ellos han tenido que importar equipos muy costosos cuyo mantenimiento dependiente del extranjero ha dejado fuera de servicio a varios de estos equipos médicos.

En conclusión, con el desarrollo de este proyecto, a nivel mundial se favorecerá el sector de la salud; se innovará en la tecnología de equipos médicos y se aplicará la tecnología avanzada para dar solución a un problema que compete a la comunidad en general, por tener todos la posibilidad de sufrir tropiezos de salud y se servirá de apoyo para la generación de nuevas ideas que apliquen esta tecnología a otros dispositivos para la rehabilitación o/y a productos en otras áreas en las que los mecanismos paralelos puedan ser aplicados, y a nivel nacional además se apoyará la independencia tecnológica.

2 ESTADO DEL ARTE

Actualmente, los investigadores interesados en la rehabilitación buscan mejorar los resultados del proceso y reducir el tiempo de incapacidad del paciente por medio de dispositivos robóticos, uno de estos dispositivos fue desarrollado por la Universidad de Ciencias Aplicadas Rapperswil en Suiza (University of Applied Sciences Rapperswil, Switzerland) [24], con él proponen un método de rehabilitación respaldado por un dispositivo automático que realiza los ejercicios de terapia y el registro del progreso, como se puede ver en la Figura 2.1 dicho dispositivo se adapta al tamaño de la pierna y es portátil. Otros prototipos de dispositivos para la terapia del movimiento (MTD) han sido desarrollados, no sólo para la rodilla, como los prototipos desarrollados por la Universidad de Bremen [25], uno de rodilla y uno de hombro como se observan en la Figura 2.2, donde se destaca como ventaja la interacción suave con el paciente y la seguridad brindada.



Figura 2.1 Dispositivo para la rehabilitación de rodilla (University of Applied Sciences Rapperswil) [24].



Figura 2.2 Prototipo de terapia de movimiento para a) rodilla, b) hombro, c) unidad de control (Univ. of Bremen) [25].

En México también se han desarrollado estudios alrededor de la robótica de la rehabilitación, en el instituto Tecnológico de Celaya, se propuso el diseño de un sistema mecatrónico para la rehabilitación de pacientes con problemas neuromusculares en extremidades inferiores [26], el sistema tiene cuatro grados de libertad, el cual se simuló obteniéndose el ciclo de marcha humana con variaciones en el tiempo según el entrenamiento requerido.

Las ventajas que ofrecen los robots paralelos en comparación a los robots seriales (exactitud, capacidad de carga, rigidez y velocidad) [13] [14] ha motivado a los investigadores a introducir las estructuras paralelas a la robótica de rehabilitación y evidentemente se han convertido en una temática de la actualidad. El uso de otra estructura paralela, la 3-RRP de dos DOF (grados de libertad), se evidencia en el exoesqueleto de autoajuste para la rehabilitación de rodilla asistida por robot [27], diseñado por la facultad de ingenierías y ciencias naturales de la Universidad Sabanci de Estambul, Turquía, este dispositivo activo aumenta la precisión en los movimiento y por el ajuste automático de los ejes de las articulaciones garantiza la ergonomía y confort del paciente.

En México igualmente se ha tomado interés por el desarrollo y optimización de las estructuras paralelas, con investigaciones realizadas principalmente por estudiantes y docentes de instituciones universitarias. Un grupo de estudiantes de la Universidad de las Américas (Puebla) y el Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica (México), realizaron el Análisis Cinemático y Simulación de un robot paralelo de estructura 6-RSS [28], ellos describieron la relación cinemática de localización para la estructura 6-RSS de forma inversa y directa y el espacio donde tiene validez. Por supuesto también se encuentra el Instituto Politécnico Nacional que ha desarrollado tesis como: Resolución de mecanismo paralelo planar 3RRR impulsado por actuadores Eléctricos [29] y Diseño, Análisis y construcción de un robot paralelo traslacional [30], y aunque los proyectos que se acaban de mencionar no están enfocados hacia la rehabilitación sí contribuyen con el avance y mejora de estructuras paralelas que podrían usarse en alguna aplicación médica para la rehabilitación.

Además de las universidades, son varias las instituciones interesadas en la robótica de la rehabilitación del movimiento, entre estas están: el Instituto de Rehabilitación de Chicago RIC [31] que junto con sus socios buscan nuevos enfoques para mejorar los resultados funcionales de actividades de locomoción del cuerpo humano, apoyando proyectos como “Cooperative Control Strategies for Robot-Aided Gait Therapy”(estrategias de control cooperative para robots de ayuda para la terapia de la marcha) [32], que quiere lograr el desarrollo de nuevos Lokomat, robot de rehabilitación de la marcha para el control de la posición que se utiliza para replicar un patrón estándar de marcha; y el instituto RESNA, una organización que promociona la salud y

bienestar de las personas con discapacidad desarrollando actividades científicas, literarias, profesionales y educativas para la difusión y utilización del conocimiento [33]. Pero la robótica de rehabilitación no se queda sólo en los centros de investigación, hoy día hay disponibles en el mercado robots para la rehabilitación de las extremidades, una empresa dedicada al mercado de los robots para la rehabilitación es IMT (Interactive Motion Technologies) [34] esta empresa está comprometida con el desarrollo de tecnologías avanzadas para entregar a los profesionales robots que les permitan lograr resultados óptimos en los pacientes, IMT ofrece los robots InMotion para la rehabilitación, por ejemplo, de hombro, codo y muñeca. En la Figura 2.3 se puede observar uno de los robots InMotion para la terapia del brazo.

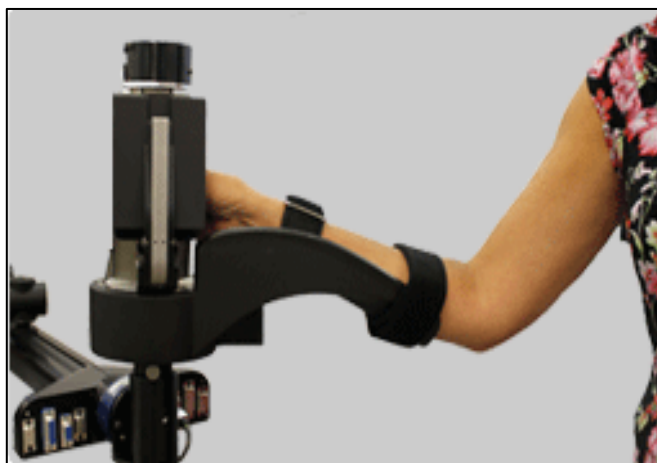


Figura 2.3 Robot para la terapia de la mano InMotion de IMT (Interactive Motion Technologies) [34].

Son varios los trabajos desarrollados alrededor de la robótica de la rehabilitación del movimiento de las extremidades y aunque no se alcanzan a mencionar todos sí cabe citar a EMUL [35], robot para la rehabilitación de las extremidades superiores, que trabaja con realidad virtual y a ARMin III [36], exoesqueleto para la terapia del brazo con actuación ergonómica para el hombro, desarrollado en la ETH en Zurich, siendo este uno de los robots de brazo más avanzados disponibles hoy día, con una amplia gama de movimientos.

Cabe aclarar que la rehabilitación activa es aquella donde el paciente realiza un nivel de esfuerzo muscular para realizar un movimiento y rehabilitación pasiva es aquella donde el paciente realiza el movimiento guiado por un asistente, sin que el paciente tenga que hacer ningún esfuerzo muscular.

Para asistir la rehabilitación activa de la rodilla se han desarrollado diferentes mecanismos, entre estos se encuentra un dispositivo ortopédico para la rehabilitación activa de la rodilla AKROD (Active Knee Rehabilitation Orthotic Device) [37], éste es portátil y está diseñado para entrenar a los pacientes con accidente cerebro vascular, corrigiendo la hiperextensión de la rodilla durante la postura de pie y durante la marcha, el mecanismo tiene como principal componente un amortiguador resistivo variable. AKROD permite el ajuste a la pierna y es ligero. Aplican un control PID para la velocidad y el actuador es ERF caracterizado por utilizar un elemento fluido resistivo inteligente para la modulación del torque. En la Figura 2.4 se observa el mecanismo en uso por una persona.

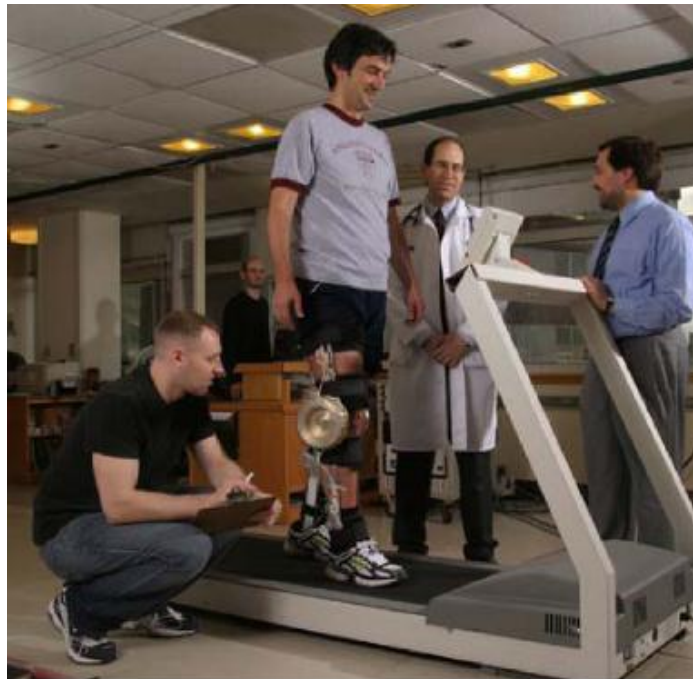


Figura 2.4 Dispositivo ortopédico para corregir la hiperextensión de la rodilla AKROD (Active Knee Rehabilitation Orthotic Device) [37].

Algunos trabajos proponen alternativas para imitar las facultades de un fisioterapeuta como lo es el trabajo “Knee rehabilitation using an intelligent robotic system” [38], que propone una regla basada en control inteligente, implicando la interpretación de las reacciones de los pacientes, almacenamiento de la información recibida y aprendizaje la anterior experiencia. El robot manipulador es accionado por un servo motor y controlado por un ordenador usando los datos de fuerza/par de torsión y la información de posición, y la fuerza es controlada por medio de una técnica de control de la impedancia. Este diseño propuesto se adapta a las diferentes dimensiones de la

extremidad inferior y se mide la fuerza y la posición, en la Figura 2.5 se presenta el prototipo propuesto para la rehabilitación de la rodilla.



Figura 2.5 Robot manipulador para la rehabilitación de la rodilla [38].

La máquina TEM (Therapeutic Exercise Machine) presentada en Japón por Taisuke Sakaki, et al [39], se diseñó con el objetivo de evaluar los efectos a corto plazo del rango de movimiento pasivo continuo, en la Figura 2.6 se aprecia la máquina, compuesta por dos brazos mecánicos que son accionados por motores eléctricos y controlados por computador por medio de sensores de carga, el aparato memoriza movimientos guiados por el terapeuta para reproducirlos posteriormente. Se pudo demostrar que el CPROM-E (Continuous Passive Range of Motion Exercise) mediante TEM presenta a corto plazo efectos beneficiosos sobre la espasticidad.



Figura 2.6 Máquina de ejercicios terapéuticos para la rodilla TEM (Therapeutic Exercise Machine) [39].

Alrededor de la asistencia de la rehabilitación de la rodilla también se han desarrollado mecanismos más sencillos, que buscan facilitar la realización de algún movimiento, por ejemplo, Stanley B. Koch [17] patentó en Estados Unidos un dispositivo para la rehabilitación de la rodilla, que consiste en principalmente en un soporte para el pie, el dispositivo se acciona jalando el pie hacia la rodilla por medio de una correa, para aumentar el rango de movimiento después de la lesión de rodilla, este dispositivo puede ser observado en la Figura 2.7.

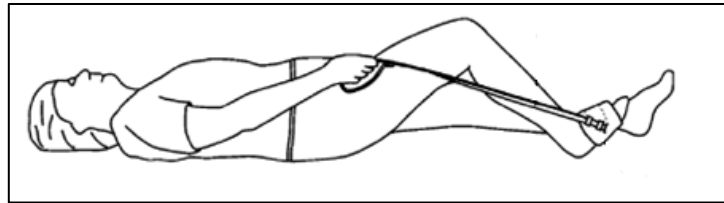


Figura 2.7 Mecanismo para aumentar el rango de movimiento de la rodilla de Stanly B. Koch [17].

Otro mecanismo para la rehabilitación, más complejo que el Stanley fue desarrollado por Jacob Randy Hall [18], este mecanismo se puede usar en varias etapas de la rehabilitación de la rodilla, puede ser usado solamente por el paciente y es de longitud ajustable (ver Figura 2.8). Por medio del mecanismo el paciente logra la flexoextensión de la rodilla.

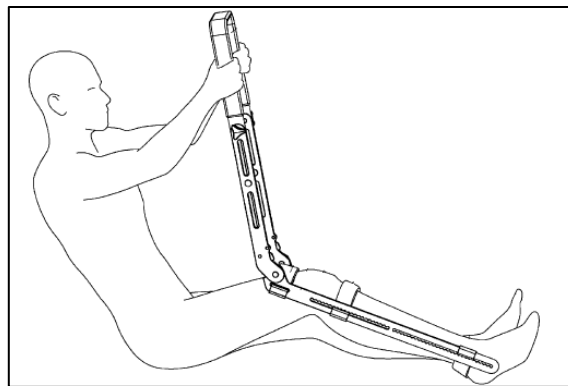


Figura 2.8 Mecanismo para la flexoextensión de la rodilla de Jacob Randy Hall [18].

Otros dos dispositivos han sido el Roboknee [40], basado en ERF, que tiene un grado de libertad y usa actuadores elásticos en serie de baja impedancia arriba y debajo de la abrazadera de la rodilla, para proporcionar torque sobre la articulación (ver Figura 2.9)

y el BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) [41] es un exoesqueleto para asistir la fuerza humana y el medio la resistencia del medio ambiente mediante la adición de un fuerza a los movimiento de la extremidad inferior (ver Figura 2.10).

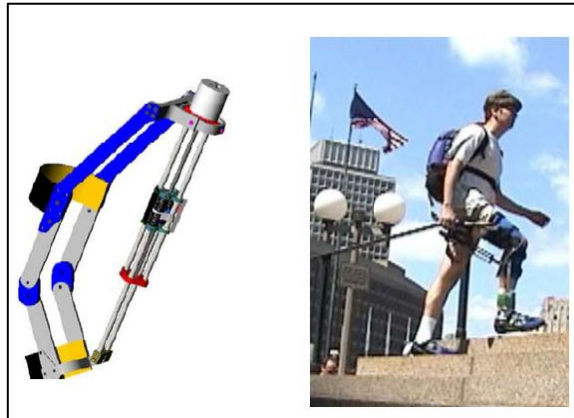


Figura 2.9 Soporte para la rodilla Roboknee (a la izquierda esquema del soporte y a la derecha soporte usándose para subir escaleras) [40].



Figura 2.10 Exoesqueleto para asistir la fuerza humana BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) [41].

En el estado de la técnica, también se han reportado otras patentes de dispositivos para la rehabilitación de la rodilla, Jay John Weiner exhibe un dispositivo para la rehabilitación de la articulación de la rodilla en la patente No US7695416 B2 (abril 13 de 2010) [19], la función del dispositivo es aumentar el rango de movimiento de la articulación de la rodilla de un paciente en general. Cuando el dispositivo es accionado

se gira la articulación de la rodilla del paciente, provocando la flexoextensión (Figura 2.11).

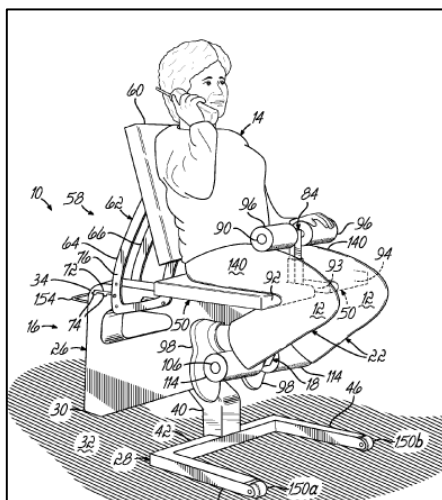


Figura 2.11 Dispositivo para la flexoextensión de la rodilla de Jay John Weiner [19].

Chang-Soo Han y Jung-Soo Han en la patente WO2012124912 A2 (Septiembre 20, 2012) [15], exponen un aparato portable, el equipo tiene como objetivo aumentar gradualmente la amplitud de movilidad de la rodilla. David Lee Carlson y Christopher Michael Perry diseñan, en la patente No US20130110013 A1 (mayo 2 de 2013) [16], un dispositivo portable para la rehabilitación de la rodilla después de una cirugía. Por otra parte, en la patente No EP_2, 583,656 A2 [20] publicada en abril 24 de 2013, Zoltán Cserátöny propone un dispositivo de movimiento pasivo continuo para la rehabilitación de la rodilla, que al sujetar el pie del paciente provoca el movimiento de la pierna en el plano vertical (ver Figura 2.12).

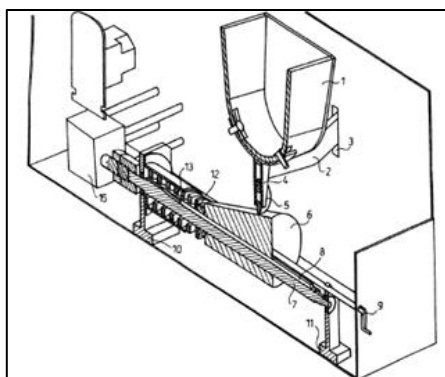


Figura 2.12 Dispositivo de movimiento pasivo continuo para la rodilla de Zoltán Cserátöny [20].

Como se ha mencionado, los mecanismos para la rehabilitación pueden asistir el movimiento pasivo continuo o también movimientos activos asistidos, en la rehabilitación del movimiento se inicia con el empleo de los mecanismos CPM (movimiento pasivo continuo) y luego se continua con los movimientos activos asistidos, dependiendo de la lesión podría llegar a combinarse su uso, pero esta es una decisión del especialista que elige según su experiencia y diagnóstico del paciente.

De acuerdo al estado del arte, se presenta en la tabla 2.1 un cuadro comparativo que expone algunas de las ventajas del dispositivo de rehabilitación de la rodilla desarrollado en este proyecto frente a otros dispositivos de rehabilitación de la rodilla.

Otros dispositivos	Dispositivo desarrollado en este proyecto
Reproducen un solo ejercicio de rehabilitación.	Reproduce 4 ejercicios de rehabilitación de la rodilla.
No abren la posibilidad de reproducir otro ejercicio en el mismo dispositivo.	Podría reproducir otros ejercicios que se encuentren en el plano vertical.
Permiten la flexoextensión Individual de la rodilla o combinada de rodilla y cadera, pero no juntas en el mismo dispositivo.	Permite la flexoextensión Individual de la rodilla, individual de la cadera y combinada de rodilla y cadera, en un solo dispositivo.
Se basan en mecanismos distintos al paralelo.	Se basa en un mecanismo paralelo. Los mecanismos paralelos ofrecen ventajas en comparación a los seriales en cuanto a capacidad de carga, velocidad, rigidez y exactitud [13] [14].
Algunos requieren del montaje de motores en articulaciones intermedias.	No requiere el montaje de motores en articulaciones intermedias, haciendo menos compleja su fabricación.
No siempre los motores van a la base del mecanismo.	Los motores van a la base del mecanismo lo que permite un diseño más ligero en la estructura mecánica y que se requiera un par más pequeño.
La mayoría de estos dispositivos están compuestos de piezas diseñadas para este uso en particular lo complica el reemplazo de piezas en el mantenimiento del equipo.	La mayoría de piezas que componen el mecanismo son comerciales, facilitando su mantenimiento.
Son desarrollos del extranjero.	Es desarrollo nacional.

Tabla 2.1 Ventajas del dispositivo de rehabilitación desarrollado en este proyecto frente a otros.

3 MARCO TEÓRICO

En el marco teórico se tratarán aspectos fundamentales de los robots paralelos como clasificación, cinemática y espacio de trabajo, y también aspectos relacionados con la rodilla como su anatomía, su movimiento y su rehabilitación.

3.1 Los robots paralelos

3.1.1 Introducción

En el presente trabajo se retomará la definición de robot del Instituto de Robótica de América (Robotics Institute of America) “Un robot es un manipulador re-programable multi-funcional diseñado para mover material, partes, herramientas o dispositivos especializados, a través de movimientos programados variables para la realización de variedad de tareas”. La estructura física, también llamada mecanismo del robot, está conformada básicamente por eslabones y articulaciones, donde uno de los eslabones es la base y otro el elemento efector. Según la topología estructural [42] los robots pueden clasificarse en robots seriales (Figura 3.1), robots paralelos (Figura 3.2), y robots híbridos, en el manipulador serial la estructura cinemática toma la forma de una cadena de lazo abierto; en el manipulador paralelo toma forma de cadena de lazo cerrado y el manipulador híbrido está conformada por cadenas de lazo abierto y lazo cerrado.

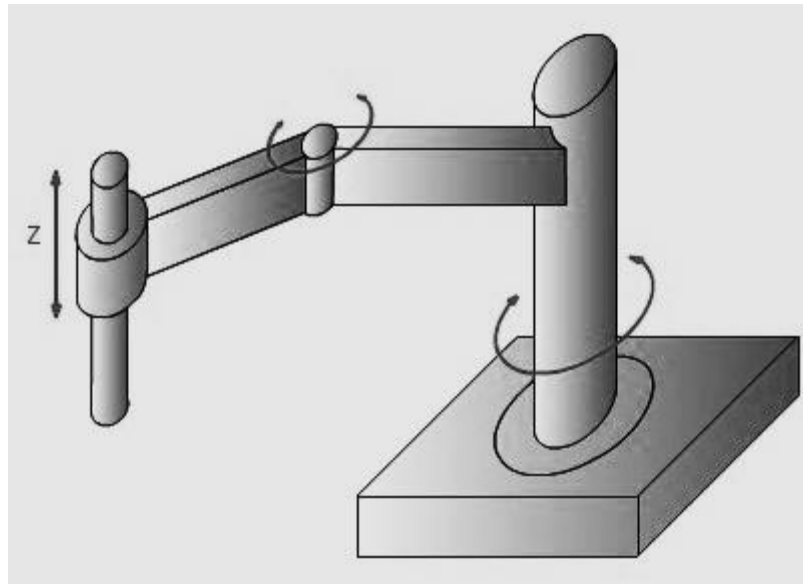


Figura 3.1 Robot serial Scara [43].

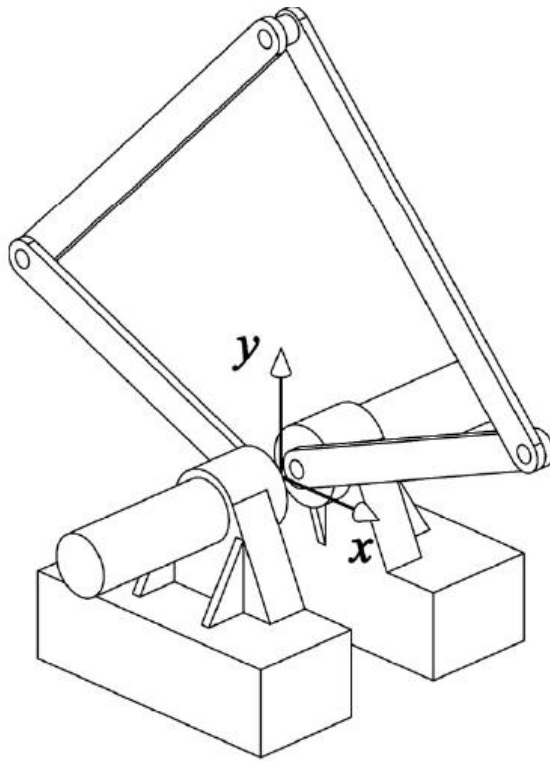


Figura 3.2 Robot paralelo 5 barras [44].

En este caso se tratará los robots paralelos, cuya topología estructural es aplicada en el diseño del dispositivo para la rehabilitación de la rodilla. La historia de los robots paralelos inicia antes de los años 50 con una plataforma de movimiento para el teatro patentada por J.E. Gwinnett en 1931, esta plataforma estaba basada en un robot paralelo esférico, tenía asientos y producía un movimiento para darle apariencia real al espectáculo, pero al parecer la plataforma nunca fue construida. Más adelante, en 1942, W.L.V. Pollard patentó un robot paralelo (Position-Controlling Apparatus) para pintar pero al parecer tampoco se construyó. Ya acercándose los años 50, en 1947, V.E. Gough ideó un robot con seis grados de libertad que era utilizado para el ensayo de neumáticos de aviación, pero Gough citaba en su trabajo unas plataformas similares que al parecer existían antes de su invento.

Pasados los años 50, continua la historia de los robots paralelos con D. Stewart quien en 1965 presentó una plataforma con seis grados de libertad para ser utilizada como simulador de vuelo y en 1967 K.L. Cappel patentó un simulador de vuelo, en el cual usó la misma estructura de la plataforma de Gough. A partir de estos desarrollos alrededor de las estructuras paralelas se inició la aplicación en el sector de la industria, y hoy día han tenido auge gracias a que ofrece características necesarias en ciertas aplicaciones.

En la Figura 3.3 se puede apreciar la plataforma de Stewart, una de las estructuras más conocidas.

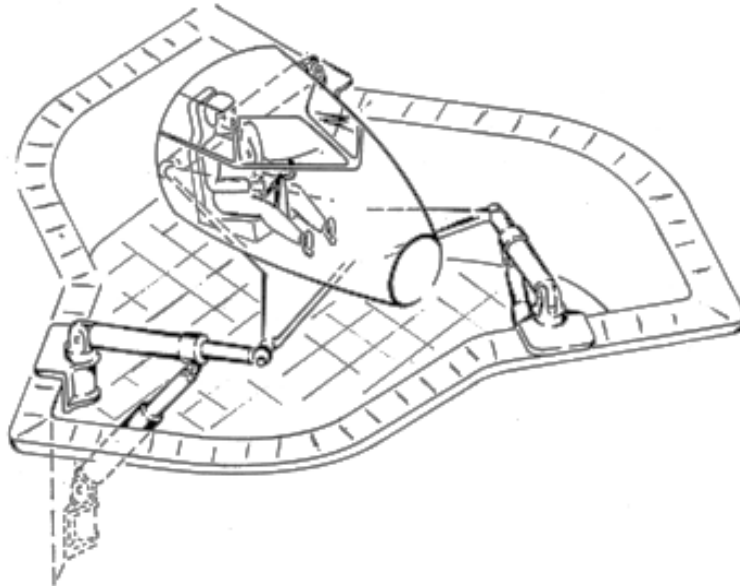


Figura 3.3 Plataforma de estructura paralela de Stewart [45].

Los robots paralelos, en comparación con los seriales, se caracterizan por tener un espacio de trabajo menor, pero permiten mayores velocidades, gracias a que tienen una capacidad de carga mayor que les facilita obtener mayores aceleraciones, y además presentan mayor rigidez [14] [13].

3.1.2 Clasificación según el tipo de movimiento

Los robots paralelos pueden presentar variadas configuraciones estructurales, sin embargo, J.P. Merlet [46], quien ha estudiado profundamente las configuraciones espaciales ha clasificado los robots paralelos, según el tipo de movimiento, en planares y espaciales. Los mecanismos planares son aquellos en los que su movimiento se reduce al plano. Por tanto pueden tener hasta 3 grados de libertad, correspondientes al movimiento de traslación en el plano y a una rotación sobre un eje perpendicular al mismo, en la Figura 3.4 se puede observar un ejemplo de una estructura planar de 3 grados de libertad.

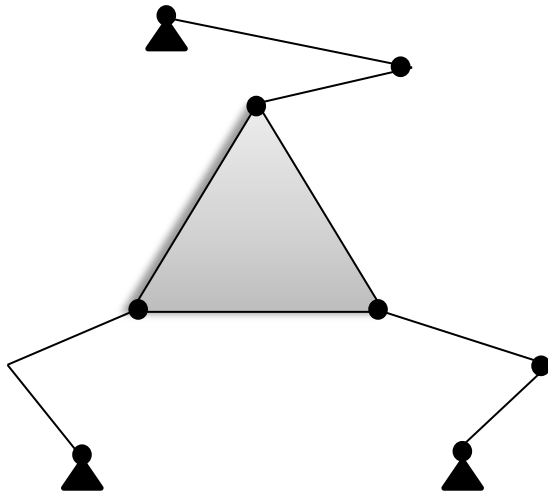


Figura 3.4 Estructura planar 3 RRR.

Los robots espaciales son aquellos que se desenvuelven en todo el espacio tridimensional, por tanto pueden tener hasta 6 grados de libertad. En la Figura 3.5 se ejemplifica un robot espacial de 3 grados de libertad Delta, propuesto por R. Clavel [47].

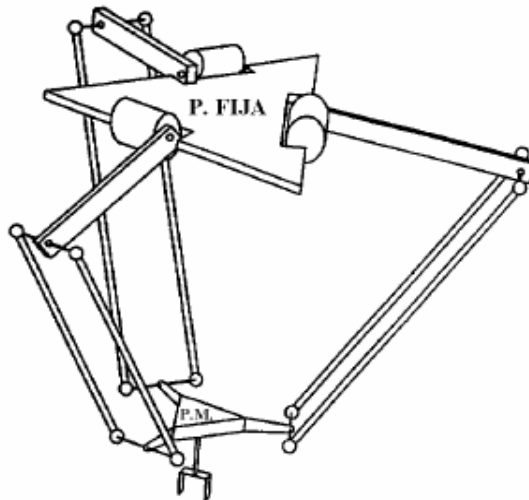


Figura 3.5 Robot paralelo espacial Delta [14].

3.1.3 Cinemática de los robots paralelos

La cinemática trata los aspectos de movimiento ignorando las fuerzas que lo causan, tratando principalmente la posición, velocidad y la aceleración. Se tratará

particularmente la cinemática de posición la cual tiene dos formas de desarrollarse: de forma inversa o directa; en la forma inversa se realiza el cálculo de las coordenadas de las articulaciones activas necesarias para lograr una o más configuraciones geométricas, que permitan al efector final del mecanismo alcanzar una posición u orientación requerida; en la forma directa se realiza el cálculo de la posición u orientación del efector final a partir del conocimiento de las coordenadas de articulaciones activas [48]. A continuación se presentan algunos métodos para calcular la cinemática de posición directa e inversa.

Cálculo de la cinemática directa de posición:

La cinemática directa de posición de un robot paralelo es generalmente compleja de desarrollar, existen variados métodos para el cálculo de la cinemática directa de posición como los métodos numérico e iterativo que compara Merlet [49] en su trabajo “Direct kinematics of parallel manipulators”, o el método por medio de redes neuronales propuesto por Parikh, P.J. y Lam, S.S.Y. [50] en el trabajo “A Hybrid strategy to solve the forward kinematics problem in parallel manipulators”. Un método para hallar particularmente la cinemática directa de posición es por medio del producto punto entre vectores, donde se usan los vectores de posición conocidos del mecanismo del robot y los vectores cuya magnitud nos interesa hallar.

Cálculo de la cinemática inversa de posición:

La cinemática inversa de posición es menos compleja que la directa, Merlet en “Parallel Robots” [51] propone un método analítico y un método geométrico que permite desarrollar la cinemática inversa de posición, otro método es el de Denavit-Hartenberg y el método geométrico tratados por Tsai en el libro “Robot Analysis” [52]. También García de Jalón & Bayo en “Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems” [53] proponen otro método donde se plantean las ecuaciones de restricción del mecanismo y a partir de ellas se resuelve la cinemática del robot.

3.1.4 Espacio de trabajo

El espacio de trabajo de un robot es el conjunto de posiciones reales que puede alcanzar el efector final, se puede calcular mediante el planteamiento de ecuaciones o algoritmos basados en la geometría del mecanismo [54] o también mediante simulación probabilística con el método Monte Carlo [55].

3.2 La rodilla

3.2.1 Introducción

La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior, es la articulación más compleja del cuerpo humano y participa en los movimientos de desplazamiento y otras actividades como sentarse o saltar [56]. La rodilla es una articulación de **principalmente un solo grado de libertad (flexoextensión)** pero de manera accesoria la rodilla tiene otro grado de libertad que solo puede aparecer cuando la rodilla está flexionada y se presenta cuando hay rotación sobre el eje longitudinal de la pierna [57].

En la Figura 3.6 se puede observar la anatomía de la rodilla, donde se puede apreciar que está conformada principalmente por los ligamentos, la rótula y los meniscos, rodeándose de los huesos fémur, tibia y peroné.

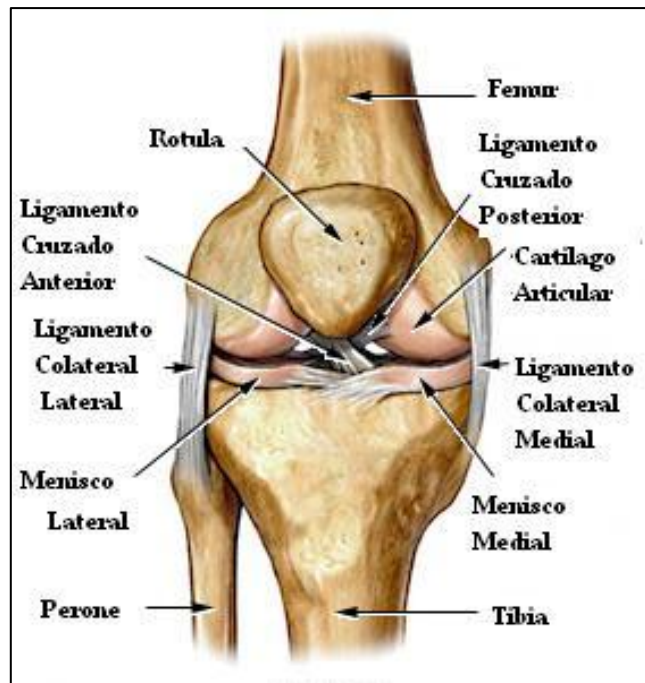


Figura 3.6 Anatomía de la Rodilla [58].

3.2.2 Los movimientos de flexoextensión

El principal movimiento de la rodilla es la flexoextensión, la extensión aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo y la flexión acerca la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo [59].

La amplitud de la flexión de la rodilla depende de la posición de la cadera y también de si el movimiento es pasivo o activo. En el movimiento activo sí la cadera está flexionada se alcanzan 140° y sí la cadera está extendida se alcanzan 120° , estos ángulos son medidos tomando como eje de referencia "X" el hueso fémur (ver Figura 3.7). En el movimiento pasivo la flexión de la rodilla puede alcanzar los 160° [60]. El rango normal de movilidad de la articulación de la rodilla es considerado de -5° a 135° y en el caso de que la flexión sea menor a 0° se considera que se está ejerciendo una hiperextensión [61]. Para las actividades diarias se requiere un mínimo de 90° de flexión, 65° para el balanceo en la marcha normal y 107° para estar sentados cómodamente en una silla [62]. Los dispositivos comerciales para la rehabilitación presentan rangos de movimiento de flexoextensión alrededor de los -10° a 120° con rango de ajuste de 10° y una velocidad angular de 30 a 150 grados/minuto [63].

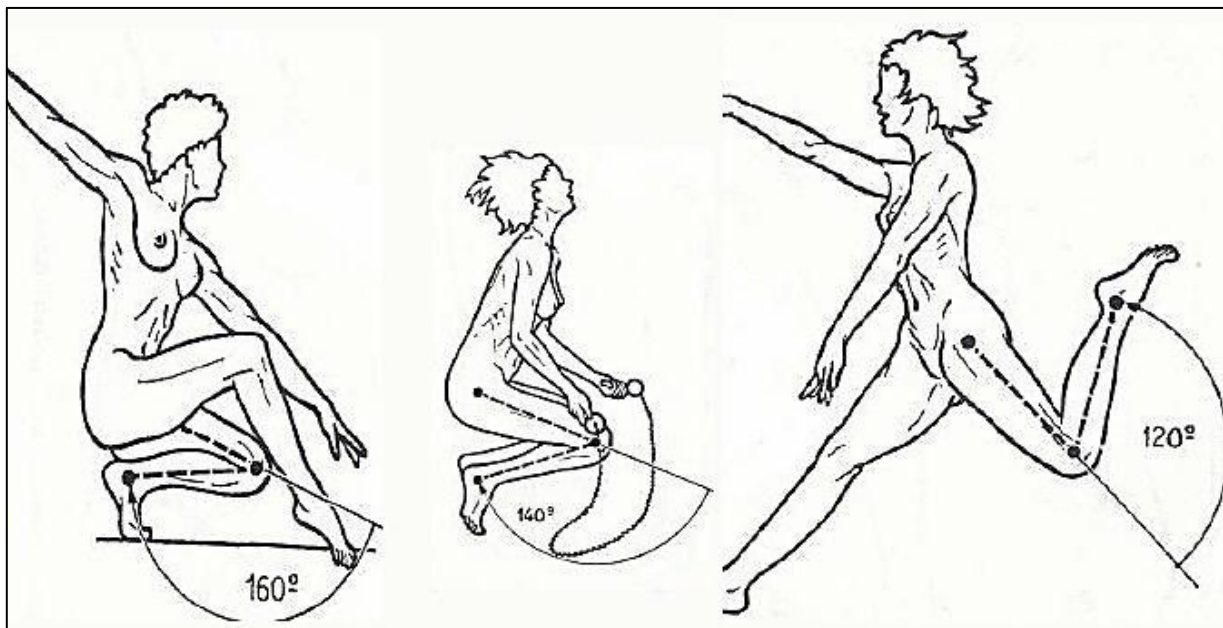


Figura 3.7 Ángulos de flexoextensión de la rodilla [64].

3.2.3 Rehabilitación de la rodilla

Los protocolos de rehabilitación de la rodilla tienen como objetivo general recuperar la función normal de la articulación, cuyo resultado primordial es la reintegración del paciente a la vida cotidiana y la vida social. Según William E. Prentice [65] los principios generales de la rehabilitación en la medicina deportiva son:

La amplitud del movimiento:

Para recuperar la amplitud del movimiento debe iniciarse el movimiento controlado al principio del proceso de curación y progresar a medida que se recupera el paciente con el objetivo de alcanzar una amplitud del movimiento de **0° a 130°**. En esta etapa puede implementarse el uso de la rehabilitación con CPM (movimiento pasivo continuo), en este caso la rehabilitación es asistida pasiva (ver Figura 3.8), es decir, que el movimiento que tiene que realizar el paciente es guiado por el especialista o por un aparato sin que el paciente tenga que realizar algún tipo de esfuerzo, en esta etapa también se usan las técnicas de calor, frío o estimulación eléctrica.



Figura 3.8 Ejemplo de ejercicio de rehabilitación pasiva para la rodilla [66].

Potenciación:

El segundo objetivo de la rehabilitación es la recuperación de la fuerza normal que rodea la musculatura de la rodilla. Para que el músculo adquiera fuerza debe estar sometido a una sobrecarga, que debe aplicarse con cuidado para proteger las estructuras dañadas, con especial cuidado en las primeras fases de la rehabilitación, en este caso se le llama rehabilitación asistida activa (ver Figura 3.9) porque el paciente debe realizar esfuerzo para realizar el movimiento. Debe iniciar con ejercicios isométricos, luego ejercicios isotónicos, después a ejercicios isocinéticos y finalmente se pasa a ejercicios funcionales. Los mecanismos para asistir en la etapa de potenciación deben ser de cadena cinética cerrada, esto significa que el extremo del miembro está fijo y estable.



Figura 3.9 Ejemplo de ejercicio para la rehabilitación activa de rodilla [67].

Los protocolos de rehabilitación son planteados por el terapeuta de acuerdo al tipo de lesión presentada y de acuerdo a la visión del médico según su experiencia, pero a pesar de la variedad de protocolos, hay que resaltar que la rehabilitación con movimiento pasivo continuo y la rehabilitación activa asistida, está inmersa en la mayoría de protocolos de rehabilitación de la rodilla [68] [69] [70] [71].

En dispositivo desarrollado en este documento aplica rehabilitación pasiva, las terapias con CPM (movimiento pasivo continuo) permiten que se logre la flexión de la rodilla en un corto tiempo, requiriéndose de menos días de hospitalización y disminuyendo la necesidad de manipulación, considerados beneficios a corto plazo [73]. En cirugías de la rodilla como la de implantación de prótesis es imprescindible llevar un programa de CPM en el postoperatorio desde el mismo día de la cirugía de 0° a 100° [72].

Para recuperar la amplitud del movimiento, algunos autores mencionan que la literatura no contiene ninguna evidencia de las ventajas del CPM, sin embargo en el trabajo “Fisiopatología de la rigidez articular: bases para su prevención fisiopatología de la rigidez articular” [73] se halló que el CPM presenta efectos como: acción analgésica, disminución del consumo de analgésicos, aceleración del proceso de reparación tisular e incremento de la amplitud articular. También en el artículo “Anti-inflammatory effects of continuous passive motion on meniscal fibrocartilage” [74] se hallaron resultados que demuestran que las señales mecánicas generadas por CPM ejercen potentes efectos anti-inflamatorios sobre los meniscos, además, explican la base molecular de los efectos beneficiosos del CPM observado en el cartílago articular y sugieren que el CPM inhibe el proceso inflamatorio de la artritis más eficientemente que la inmovilización.

Por otra parte, los dispositivos CPM no sólo han sido implementados específicamente para la terapia de la rodilla sino también como equipo básico para lograr determinar velocidades y aceleraciones de la rodilla en determinadas enfermedades. Por ejemplo en el trabajo “Design, Construction, and Validation of a Cadaver Knee Motion Testing Device” [75] realizan el diseño del equipo CPM con rangos de apertura y velocidad mayores a los comerciales, con el fin de ofrecer una herramienta que permitiera el análisis de la cinemática de la rodilla en procedimientos quirúrgicos.

4 EJERCICIOS A AUTOMATIZAR

A continuación se presentan los ejercicios que fueron seleccionados para ser automatizados y el método empleado para adquirir cada una de sus trayectorias.

4.1 Ejercicios seleccionados

De acuerdo a los ejercicios comúnmente empleados en la rehabilitación de la rodilla y con la asesoría brindada por especialistas del Centro Rehabilitación Integral de Querétaro-CRIQ, se seleccionaron los ejercicios que reproducirá el prototipo del mecanismo para la rehabilitación de la rodilla, en la selección se observó que la mayoría de los ejercicios se desarrollan en el plano sagital, por lo que se acotaron las opciones a los ejercicios ejecutados en este plano, y de estos se seleccionaron los más usados en las terapias de rehabilitación, sumando un total de cuatro ejercicios.

El ejercicio A que se presenta en la Figura 4.1, trabaja la flexoextensión de la cadera y consiste en elevación de la pierna extendida.



Figura 4.1 Ejercicio A: Elevación de la pierna extendida.

El ejercicio B consiste en la flexoextensión de la pierna rotando la articulación de la rodilla como se muestra en la Figura 4.2, mientras la cadera está en una posición fija.



Figura 4.2 Ejercicio B: Flexoextensión de la rodilla con una inclinación fija de la articulación de la cadera.

El ejercicio C (Figura 4.3) ejercita el movimiento articular de la rodilla y la cadera, siguiendo una trayectoria lineal con el pie.



Figura 4.3 Ejercicio C: Flexoextensión de la rodilla y cadera siguiendo una trayectoria lineal con el pie.

El ejercicio D (Figura 4.4) trabaja también tanto la articulación de la cadera como de la rodilla en un rango mayor de movimiento y se realiza elevando la pierna hacia el abdomen mientras se flexiona la rodilla.



Figura 4.4 Ejercicio D: Elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera.

Los cuatro ejercicios se presentan en protocolos para la rehabilitación como: en el reemplazo de rodilla [76] [77], donde se usa el ejercicio C como se observa en la Figura 4.5; después de la artroscopia [78], donde se aplican los ejercicios A, B y C (Figura 4.6); después de una cirugía de rodilla [79], donde participan los ejercicios A y D (Figura 4.7); para evitar el dolor de rodilla [80], donde se trabaja la rodilla mediante los ejercicios A y C como se observa en la Figura 4.8; y en lesiones de ligamento cruzado anterior [81], entre otras, donde se presenta el ejercicio D (en posición sentado) como se muestra en la Figura 4.9.

Ejercicio C



Figura 4.5 Ejercicio de rehabilitación aplicado en el reemplazo de rodilla [76].

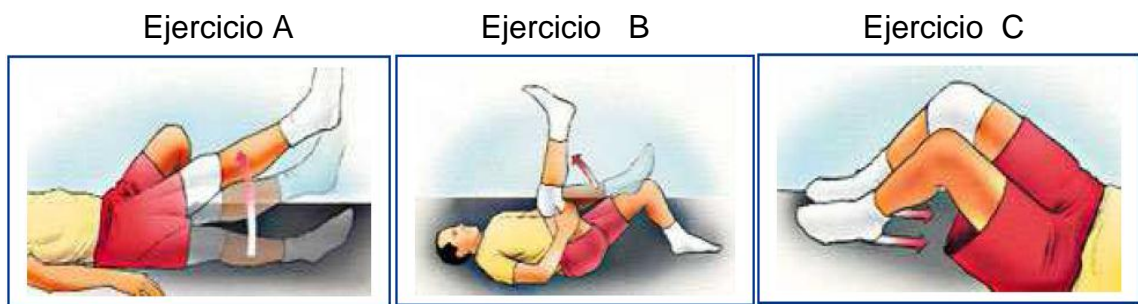


Figura 4.6 Ejercicios de rehabilitación aplicados en la artroscopia [78].

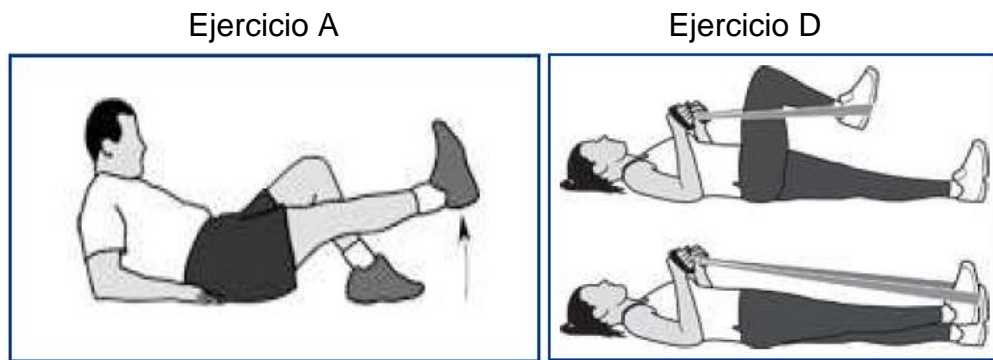


Figura 4.7 Ejercicios de rehabilitación después de una cirugía de rodilla [79].

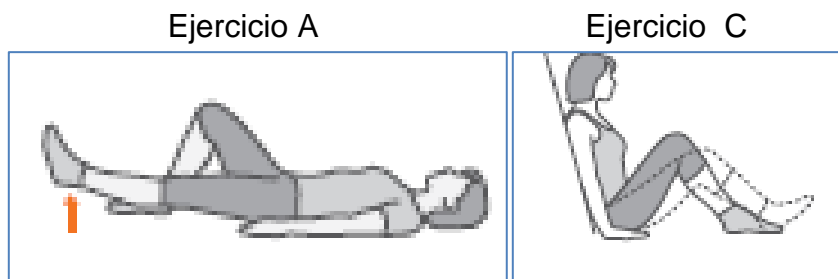


Figura 4.8 Ejercicios en la rehabilitación del dolor de rodilla [80].

Ejercicio D

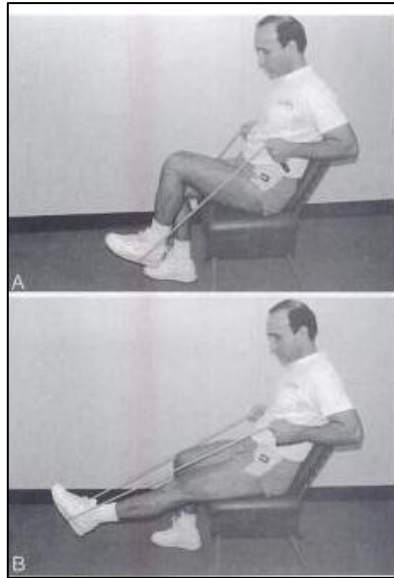


Figura 4.9 Ejercicio de rehabilitación en lesiones de Ligamento cruzado anterior [81].

4.2 Método de adquisición de las trayectorias

A continuación se presenta la metodología empleada para adquirir las trayectorias de los ejercicios de la rehabilitación de la rodilla seleccionados. El método consiste en colocar marcadores en las articulaciones y adquirir con una cámara una secuencia de imágenes durante el movimiento de la extremidad. La posición y velocidad de las articulaciones se obtienen a través de procesamiento de imágenes.

Materiales y métodos:

Se enlistan de forma general los materiales usados para recolectar la información requerida para la caracterización del movimiento:

- * Cámara de video
- * Papel con película reflectora
- * Software para la extracción de coordenadas (ImageJ 1.44p).
- * Software para el procesamiento de la información (Matlab).

Los siguientes puntos son los pasos metodológicos para llevar a cabo la adquisición del movimiento:

Ubicación del papel con película reflectora sobre las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo.

Filmación de la secuencia de movimiento extensión-flexión-extensión.

Extracción de las imágenes (30 tomas por segundo).

Extracción de las coordenadas de los puntos de referencia.

Cálculo de trayectoria angular y cartesiana

Se usó la pierna de un maniquí para la reproducción del movimiento. Antes de extraer la información del movimiento se probaron tres colores diferentes de marcadores, amarillo, verde y rojo, se tomaron los videos para cada color con y sin iluminación extra (ver Figura 4.10 y Figura 4.11), seleccionándose el color y la condición más favorable para el tratamiento de la imagen.



Figura 4.10 Imágenes con marcadores de colores amarillo, rojo y verde con iluminación.



Figura 4.11 Imágenes con marcadores de colores amarillo, rojo y verde sin iluminación.

Se obtuvo que se adquiere de manera más rápida y eficiente las coordenadas para los marcadores de color amarillo sin iluminación, seleccionándose este color y esta condición (Figura 4.12) para la grabación en video del ejercicio.

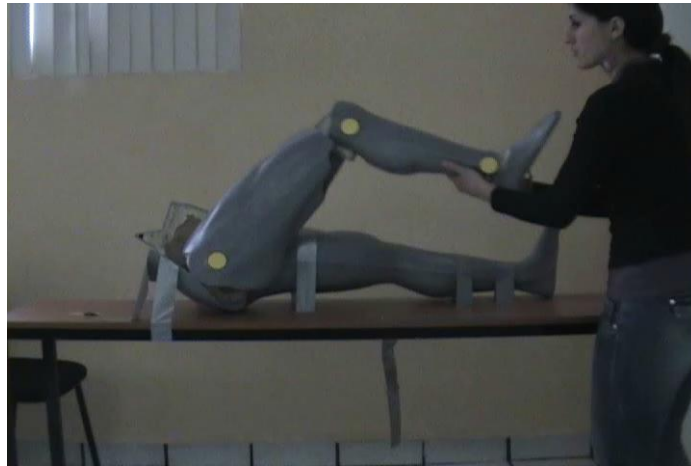


Figura 4.12 Condiciones favorables para la adquisición de las trayectorias (color amarillo sin iluminación).

Del video se extrajeron 30 imágenes por segundo de cada repetición. De estas imágenes se captura la posición de los tres puntos y se obtienen una imagen similar a la Figura 4.13.

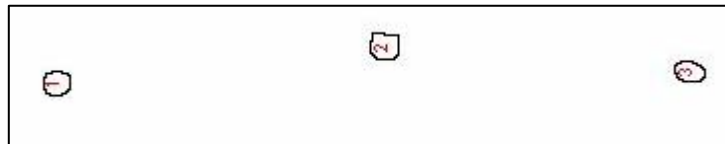


Figura 4.13 Puntos extraídos de los tres marcadores cadera, rodilla y tobillo.

Posteriormente se trajeron las coordenadas X, Y de los puntos marcados en la rodilla, tobillo y cadera, con estos valores se halla posteriormente el comportamiento articular del ejercicio (sección 5.3).

5 CARACTERIZACIÓN DE LAS TRAYECTORIAS

Al realizar la caracterización de las trayectorias de los ejercicios seleccionados, se tiene que los ejercicios A, B y C tienen trayectorias evidentes, de modo que pueden ser reproducidos usando el modelo geométrico inverso (MGI) y directo de la pierna (MGD), el MGI para evaluar el comportamiento articular de la pierna al realizar el ejercicio, y ya teniendo el comportamiento articular con el MGD se logra reproducir el ejercicio para cualquier dimensión de pierna humana, por ende, suponiendo la pierna como un mecanismo de dos barras de dos grados libertad, se desarrolla el modelo geométrico inverso y directo de la pierna sección 5.1 y en la sección 0 respectivamente. También es necesario el cálculo de las dimensiones antropomórficas de la pierna para reproducir los ejercicios para cualquier tamaño de pierna ubicado en un rango de estatura preestablecido. El ejercicio D sigue una trayectoria más compleja que no es evidente a simple vista, por lo que es necesario adquirir su trayectoria por medio del método tratado en la sección 4.2. Finalmente, en la sección 5.3 se trata el comportamiento articular y cartesiano de cada ejercicio.

5.1 Modelo geométrico inverso de la pierna

En la Figura 5.1 se plantea la representación geométrica de la pierna mediante un mecanismo de configuración serial de dos eslabones con dos grados de libertad, donde el eslabón L_1 representa al fémur y el eslabón L_2 representa la tibia:

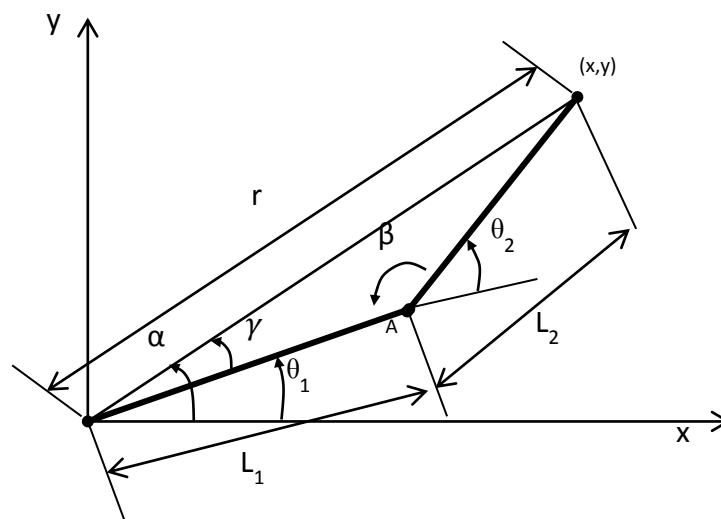


Figura 5.1 Representación geométrica del miembro inferior.

Las entradas al sistema son (x, y) y las incógnitas son los ángulos θ_1 y θ_2 .

A continuación se plantean y desarrollan las ecuaciones del modelo geométrico inverso [82] (Código Matlab en ANEXO A: Programa 1),

De la Figura 5.1 se calcula,

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{y}{x} \quad \text{Ecuación 5.1}$$

Por ley de los cosenos,

$$L_1^2 + L_2^2 - 2L_1L_2 \cos \beta = r^2 \quad \text{Ecuación 5.2}$$

Por el teorema de Pitágoras,

$$r^2 = x^2 + y^2 \quad \text{Ecuación 5.3}$$

Reemplazando la ecuación 5.3 en ecuación 5.2,

$$L_1^2 + L_2^2 - 2L_1L_2 \cos \beta = x^2 + y^2 \quad \text{Ecuación 5.4}$$

Despejando β ,

$$\beta = \cos^{-1} \frac{L_1^2 + L_2^2 - x^2 - y^2}{2L_1L_2} \quad \text{Ecuación 5.5}$$

De la Figura 5.1 se observa que θ_2 ,

$$\theta_2 = \pi - \beta \quad \text{Ecuación 5.6}$$

Reemplazando ecuación 5.5 en ecuación 5.6 se puede encontrar θ_2

$$\theta_2 = \pi - \cos^{-1} \frac{L_1^2 + L_2^2 - x^2 - y^2}{2L_1L_2} \quad \text{Ecuación 5.7}$$

Nuevamente por ley de cosenos

$$r^2 + L_1^2 - 2L_1r \cos \gamma = L_2^2 \quad \text{Ecuación 5.8}$$

Reemplazando ecuación 5.3 en ecuación 5.8

$$x^2 + y^2 + L_1^2 - 2L_1r \cos \gamma = L_2^2 \quad \text{Ecuación 5.9}$$

Despejando γ

$$\gamma = \cos^{-1} \frac{x^2 + y^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1 r} \quad \text{Ecuación 5.10}$$

En la Figura 5.1 se observa que

$$\theta_1 = \alpha - \gamma \quad \text{Ecuación 5.11}$$

Reemplazando ecuación 5.1 y ecuación 5.10 en ecuación 5.11 se puede encontrar θ_1

$$\theta_1 = \tan^{-1} \frac{y}{x} - \cos^{-1} \frac{x^2 + y^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1 L_2} \quad \text{Ecuación 5.12}$$

Ahora, como en el caso de la pierna humana la rodilla siempre está arriba y no abajo, ya que de lo contrario ocurriría una hiperextensión, se hace el análisis para este caso particular, la representación se observa en la Figura 5.2.

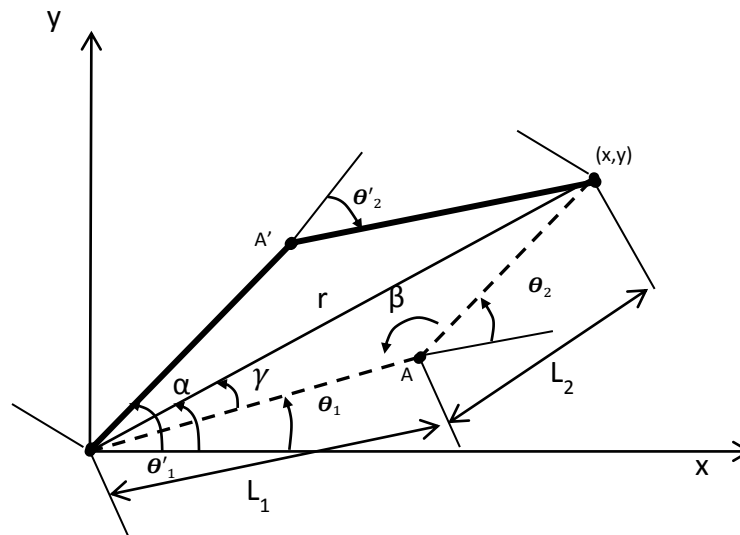


Figura 5.2 Representación geométrica de la pierna con rodilla arriba.

Para este caso particular,

$$\theta'_1 = \theta_1 + 2\gamma \quad \text{Ecuación 5.13}$$

$$\theta'_2 = -\theta_2 \quad \text{Ecuación 5.14}$$

5.2 Modelo geométrico directo de la pierna

A continuación se desarrollan las ecuaciones del modelo geométrico directo de la pierna por lo que se retoma la representación gráfica de la pierna, los datos conocidos son los ángulos θ'_1 y θ'_2 , y las dimensiones de las barras [82] (Código Matlab en ANEXO A: Programa 2):

De la Figura 5.2 se obtiene

$$\theta_1 = \theta'_1 - 2\gamma \quad \text{Ecuación 5.15}$$

$$\beta = \pi - \theta_2 \quad \text{Ecuación 5.16}$$

$$\theta_2 = -\theta'_2 \quad \text{Ecuación 5.17}$$

$$\alpha = \theta_1 + \gamma \quad \text{Ecuación 5.18}$$

Por ley de cosenos se retoma la ecuación 5.2 y la ecuación 5.8, de la ecuación 5.8 se despeja γ

$$\gamma = \cos^{-1} \frac{r^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1r} \quad \text{Ecuación 5.19}$$

de la ecuación 5.2 se obtiene el valor de r

$$r = \sqrt{L_1^2 + L_2^2 - 2L_1L_2 \cos\beta} \quad \text{Ecuación 5.20}$$

Reemplazando la ecuación 5.19 en la ecuación 5.15

$$\theta_1 = \theta'_1 - 2\cos^{-1} \frac{r^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1r} \quad \text{Ecuación 5.21}$$

Se reemplaza la ecuación 5.21 y ecuación 5.19 en la ecuación 5.18

$$\alpha = \theta'_1 - 2\cos^{-1} \frac{r^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1r} + \cos^{-1} \frac{r^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1r} \quad \text{Ecuación 5.22}$$

Finalmente,

$$x = r \cos\alpha \quad \text{Ecuación 5.23}$$

$$y = r \sin\alpha \quad \text{Ecuación 5.24}$$

5.3 Comportamiento articular y cartesiano de los ejercicios.

El comportamiento articular de cada ejercicio corresponde a los ángulos formados en la pierna θ'_1 y θ'_2 expuestos en el modelo geométrico de la pierna (Figura 5.3) y el comportamiento cartesiano corresponde a la trayectoria generada por el tobillo en el plano cartesiano, en este caso solo es necesaria la trayectoria del tobillo porque es la que tendrá que reproducir el mecanismo.

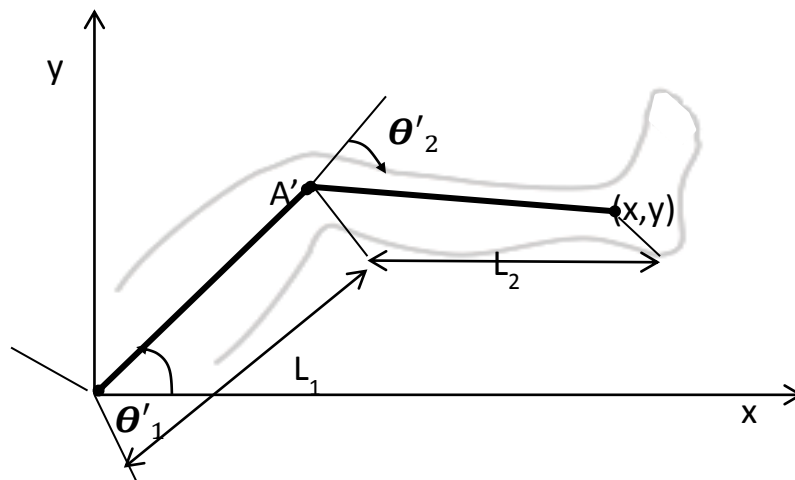


Figura 5.3 Representación geométrica de la pierna.

EL comportamiento angular es igual para cualquier estatura, ya que se mantiene aproximadamente la misma relación de tamaños entre L_1 y L_2 , pero para observar el espacio requerido para la ejecución de cada movimiento (trayectoria cartesiana) es necesario usar las estatura máxima y mínima que manejará el mecanismo, por lo anterior, basándose en la información obtenida en un estudio de las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana realizado por la Universidad de Guadalajara [83], se seleccionaron estaturas mínimas y máximas ubicadas en el percentil 5 y 95, correspondiente a la población adulta mexicana, obteniendo un rango de 1.444 m a 1.813 m. Basados en estas estaturas se aplicaron las fórmulas de reconstrucción de la estatura para hallar el tamaño del fémur y la tibia, propuestas por Santiago Genovés en 1967 para indígenas mesoamericanos [84], siendo estas la fórmulas más cercanas a la población mexicana que nos permite obtener un valor aproximado de estos dos huesos del miembro inferior.

Para la estatura menor que corresponde al género femenino fueron aplicadas las fórmulas:

Para el fémur,

$$Estatura = 2.59 (\text{fémur}) + 49.74 \text{ } +/\text{- } 3.82 \quad \text{Ecuación 5.25}$$

$$\text{Fémur} = (144.4 - 49.74)/2.59 = 36.548262 \text{ cm} \quad \text{Ecuación 5.26}$$

Para la tibia,

$$Estatura = 2.72 (\text{tibia}) + 63.78 \text{ } +/\text{- } 3.51 \quad \text{Ecuación 5.27}$$

$$\text{Tibia} = (144.4 - 63.78)/2.72 = 29.639705 \text{ cm} \quad \text{Ecuación 5.28}$$

Para la estatura mayor de rango que corresponde al género masculino se aplican las fórmulas:

Para el fémur,

$$Estatura = 2.26 (\text{fémur}) + 66.38 \text{ } +/\text{- } 3.43 \quad \text{Ecuación 5.29}$$

$$\text{Fémur} = (181.3 - 66.38)/2.26 = 50.84557 \text{ cm} \quad \text{Ecuación 5.30}$$

Para la tibia,

$$Estatura = 1.96 (\text{tibia}) + 93.75 \text{ } +/\text{- } 2.81 \quad \text{Ecuación 5.31}$$

$$\text{Tibia} = (181.3 - 93.75)/1.96 = 44.66836 \text{ cm} \quad \text{Ecuación 5.32}$$

Para los ejercicios A, B y C, ya obtenidas las dimensiones de la tibia y el fémur para la estatura máxima y mínima, donde el fémur corresponde a la barra L_1 y la tibia a la barra L_2 , por medio de la modelo geométrico de la pierna se obtuvo el comportamiento angular de cada ejercicio y a partir del comportamiento angular se reprodujeron las trayectorias de las diferentes estaturas obteniéndose el comportamiento cartesiano para la estatura mínima a la máxima donde se puede observar el espacio requerido para la reproducción de cada movimiento.

En Figura 5.4 se observan las trayectorias angulares del ejercicio A, la trayectoria de color rojo describe los ángulos alcanzados por el fémur respecto al plano (ángulos de la cadera “theta1 prima”) durante la ejecución del ejercicio de ida y de regreso, y la trayectoria roja describe los ángulos alcanzados por la tibia respecto al fémur (ángulos de la rodilla “theta2 prima”). En este caso los ángulos alcanzados por la cadera aumentan cuando se eleva la pierna del paciente y se disminuyen cuando la pierna baja, mientras los ángulos de la rodilla se mantienen constantes ya que en este ejercicio no hay flexoextensión de la rodilla.

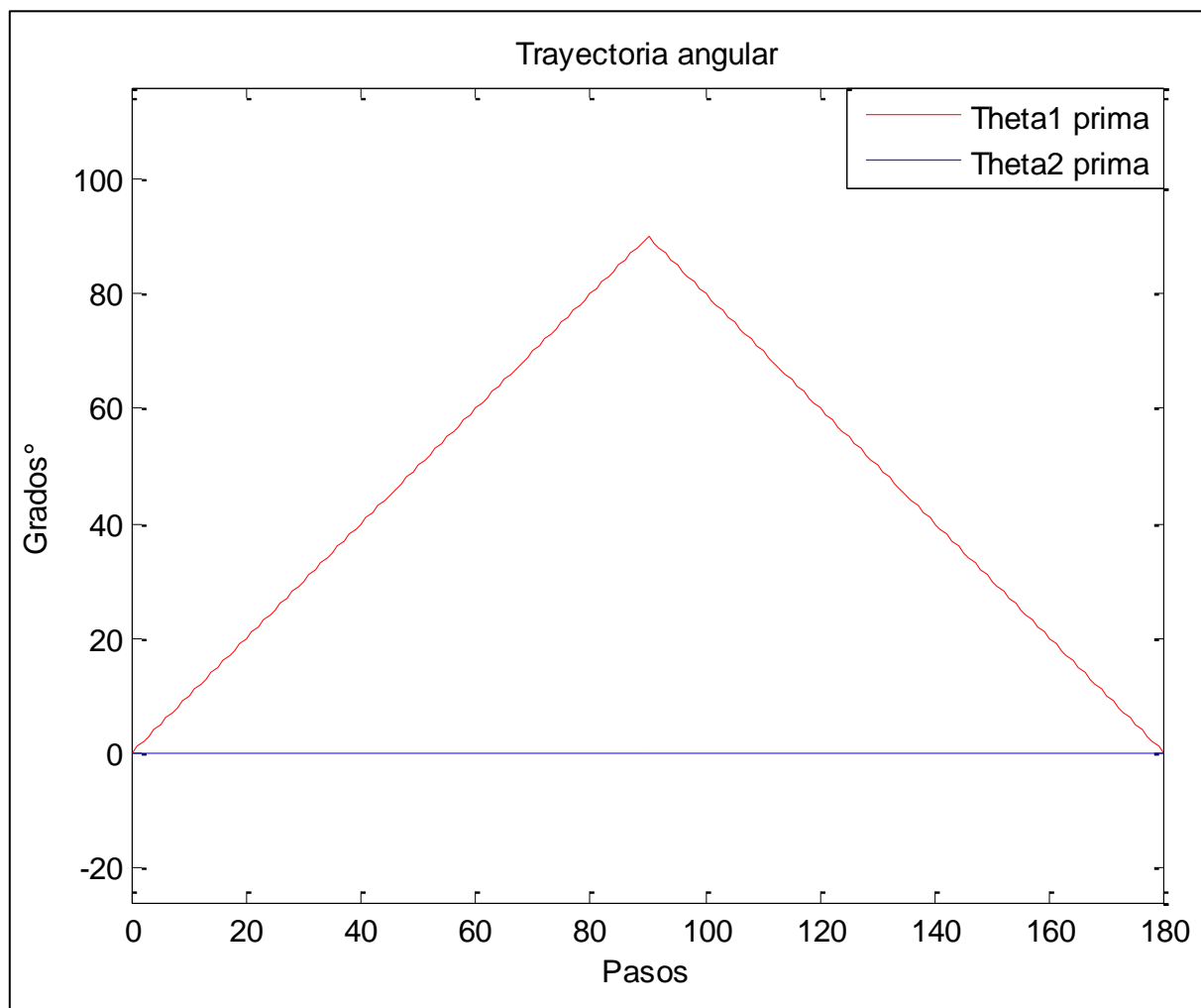


Figura 5.4 Trayectoria angular del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).

En la Figura 5.5 se gráfica de color azul la trayectoria cartesiana seguida por la pierna más larga al ser ejecutado el ejercicio A, de color rojo la trayectoria cartesiana seguida por la pierna más corta y de color celeste se resalta todo el donde están contenidas las trayectorias producidas por los miembros inferiores de dimensiones intermedias.

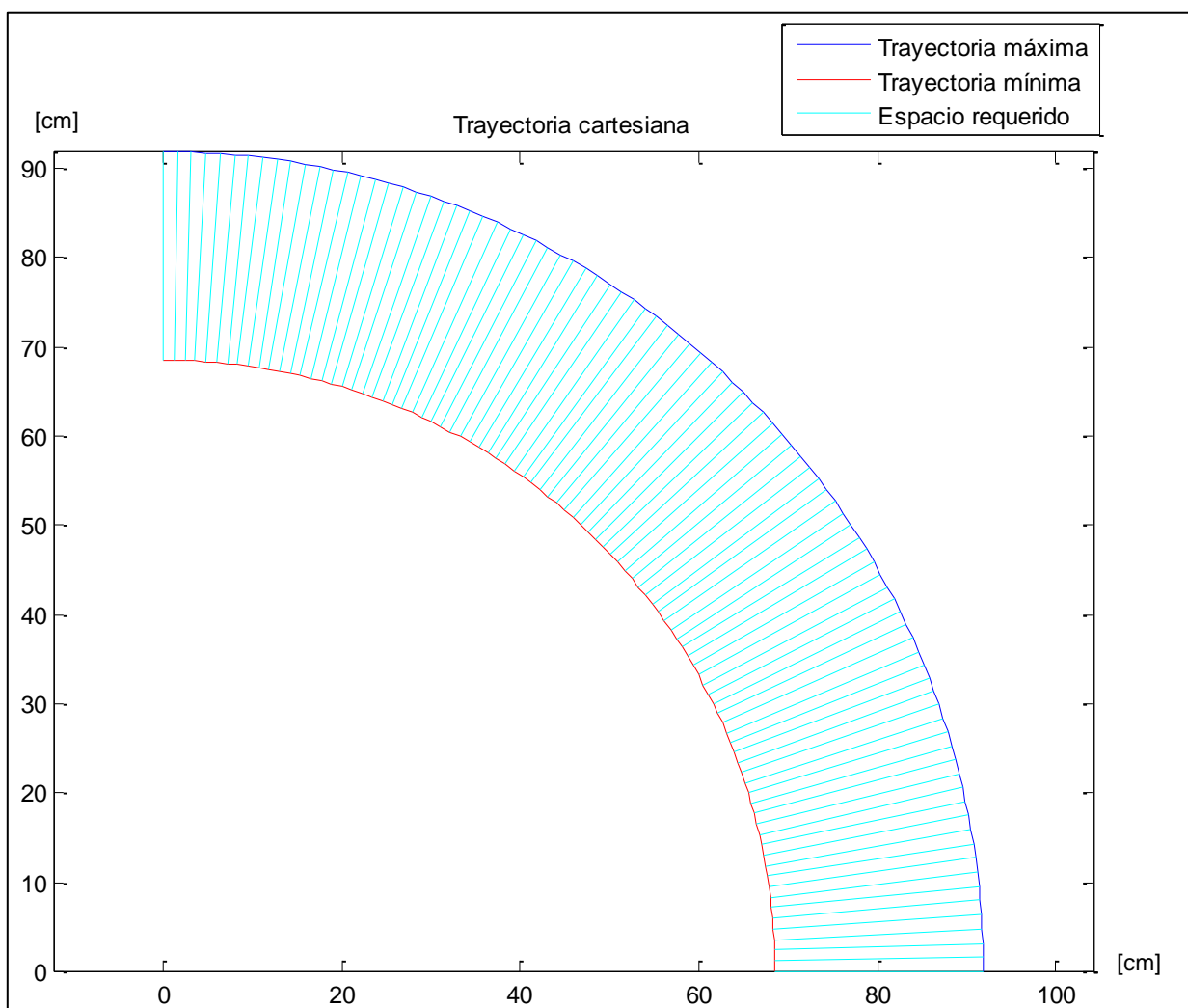


Figura 5.5 Trayectoria cartesiana del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).

En la Figura 5.6 se grafican ángulos de la cadera (θ_1 prima) y de la rodilla (θ_2 prima) alcanzados al reproducir el ejercicio B, e n este ejercicio consistente en la flexión de la rodilla con la cadera fija puede observarse cómo el ángulo de la rodilla (línea azul) aumenta y disminuye al ejecutarse el movimiento de ida y de regreso respectivamente, mientras el ángulo de la cadera se mantiene constante.

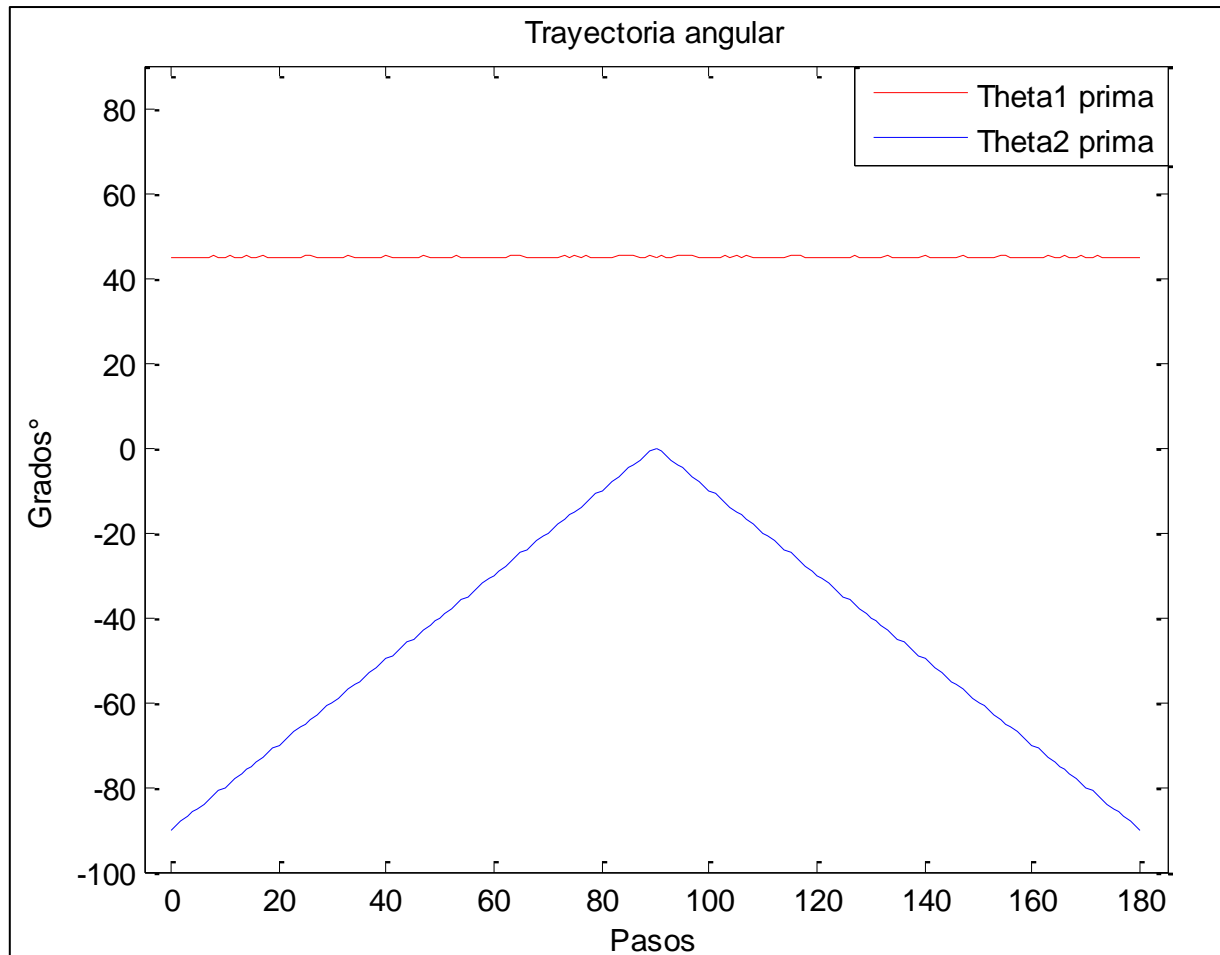


Figura 5.6 Trayectoria angular del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con posición fija de la cadera (ejercicio B).

En la Figura 5.7 se describen la trayectorias cartesianas seguidas por la pierna más larga (color azul), la más corta (color rojo) y se resalta el espacio donde están contenidas las trayectorias de piernas de dimensiones intermedias (color celeste) en esta ocasión producidas por la ejecución del ejercicio B.

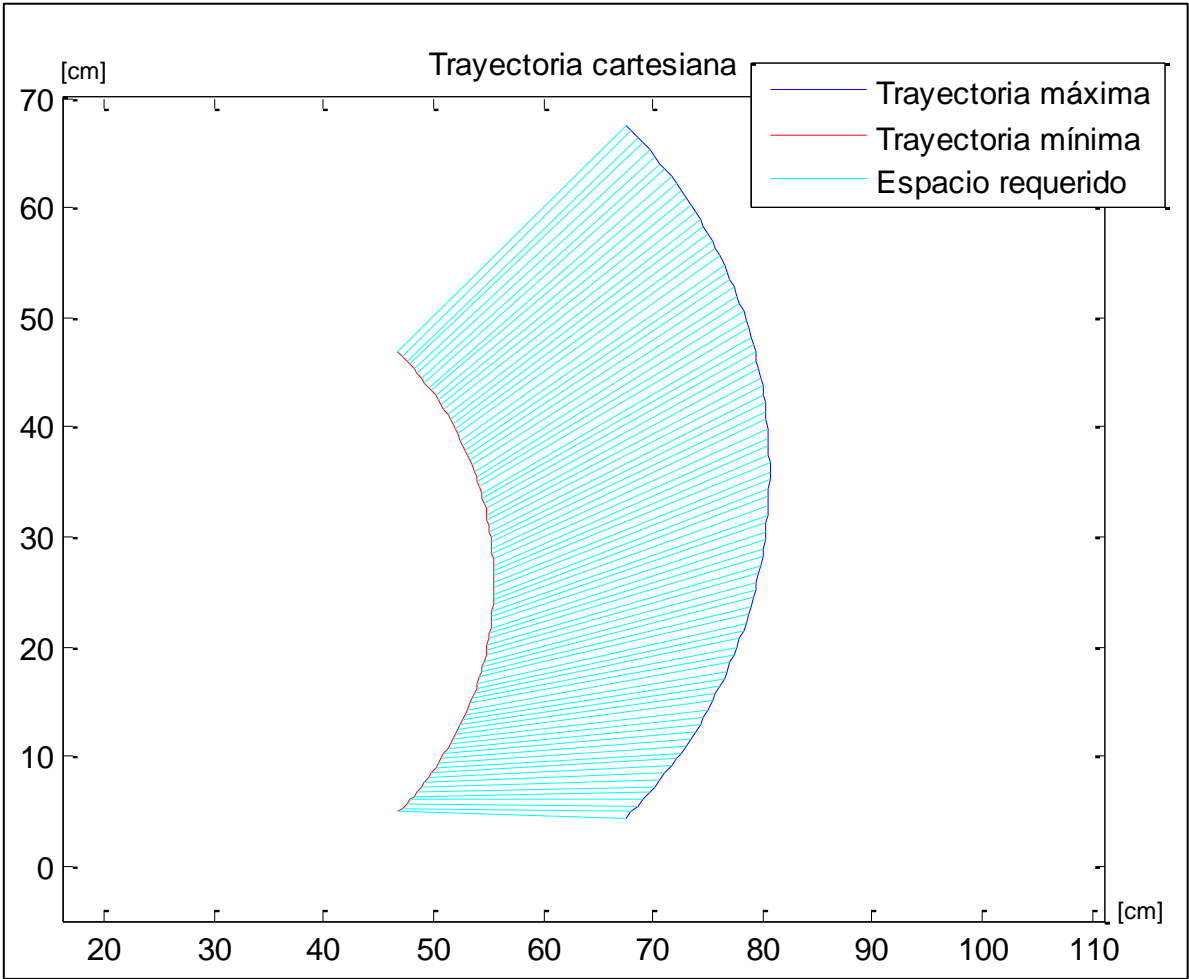


Figura 5.7 Trayectoria cartesiana del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con posición fija de la cadera (ejercicio B).

En la Figura 5.8 se presenta la trayectoria angular producida por la cadera (color rojo “theta1 prima”) y la rodilla (color azul “theta2 prima”) al ejecutar el ejercicio C de ida y de regreso, como se puede observar este movimiento implica la variación de los ángulos tanto de la cadera como de la rodilla.

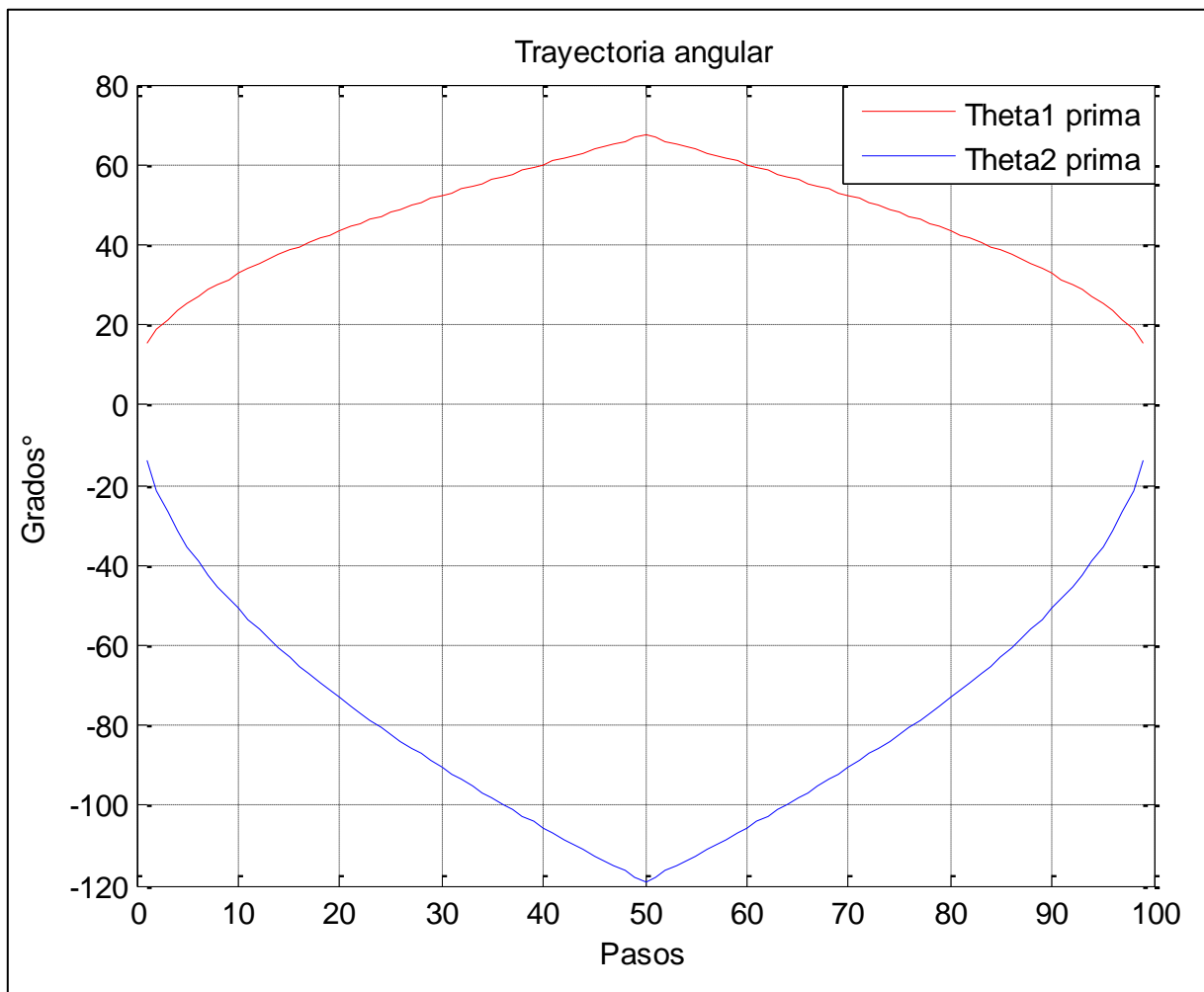


Figura 5.8 Trayectoria angular del ejercicio de seguimiento de una trayectoria lineal (ejercicio C).

En la Figura 5.9 se observa la trayectoria cartesiana del ejercicio C, hay que recordar que este ejercicio consiste en seguir una trayectoria lineal, para la pierna más larga se sigue una trayectoria lineal más amplia (color azul) y para la pierna más corta se sigue una trayectoria lineal menos amplia (color rojo), de modo que las trayectorias producidas por las piernas de dimensiones intermedias estarán dentro de este rango (color fucsia).

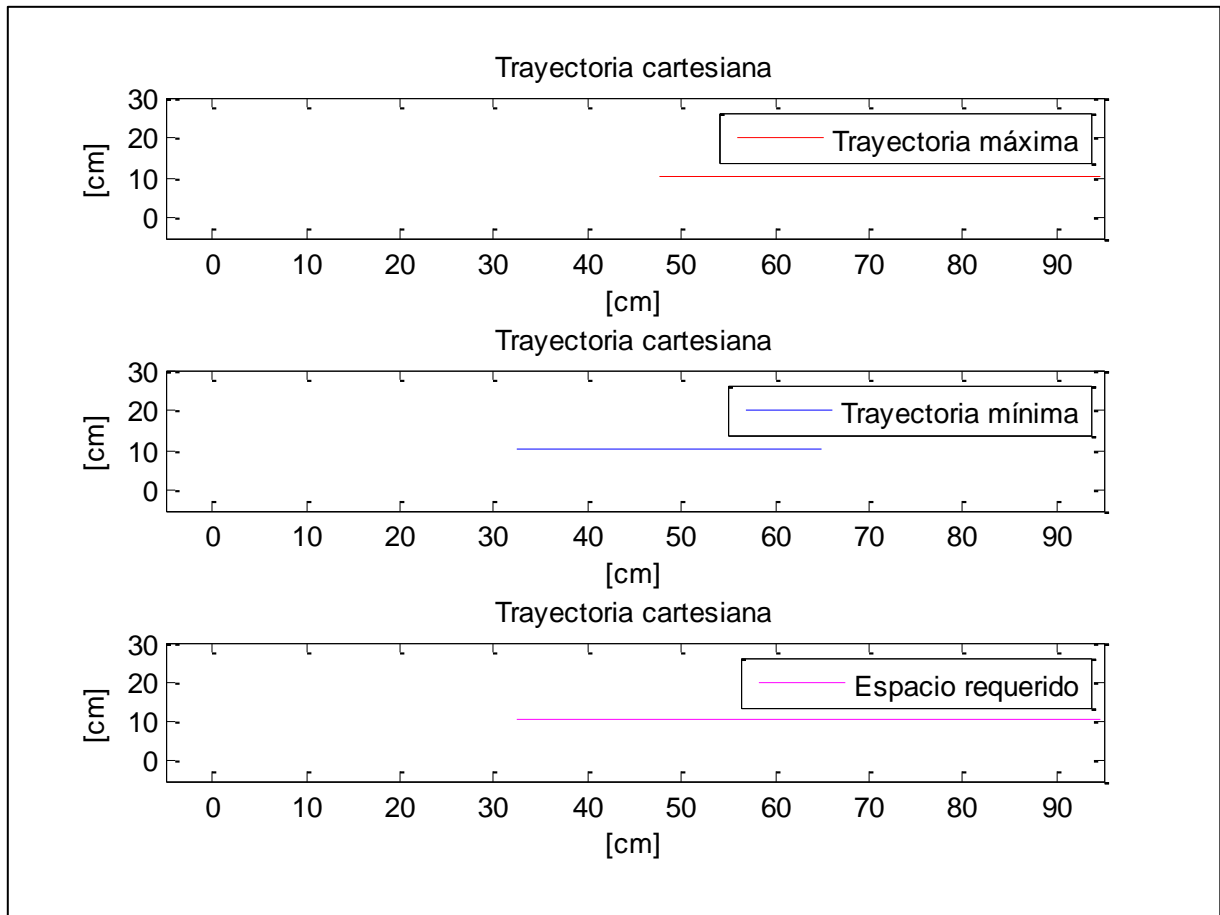


Figura 5.9 Trayectoria cartesiana del ejercicio de seguimiento de una trayectoria lineal (ejercicio C).

Los ángulos θ'_1 y θ'_2 del ejercicio D se calculan a partir de las coordenadas articulares del ejercicio extraídas mediante el método de imágenes de la sección 4.2. A continuación se presentan las ecuaciones empleadas para calcular los ángulos (Código Matlab en ANEXO A: Programa 3):

De la figura del mecanismo para la configuración de la pierna humana (Figura 5.2) se extrae,

$$L_1 = \sqrt{x_A^2 + y_A^2} \quad \text{Ecuación 5.33}$$

$$L_2 = \sqrt{x^2 + y^2} \quad \text{Ecuación 5.34}$$

$$\theta'_1 = \cos^{-1} \frac{x_A}{\sqrt{x_A^2 + y_A^2}}$$

Ecuación 5.35

$$\theta'_2 = \cos^{-1} \frac{L_1^2 + L_2^2 - x^2 - y^2}{2L_1L_2} - \pi$$

Ecuación 5.36

Con las anteriores ecuaciones se obtuvo el comportamiento articular de la pierna en el movimiento D, el comportamiento articular permitirá hallar la trayectoria para la máxima y mínima estatura usando la cinemática directa de la pierna y así se obtiene el espacio requerido para realizar el movimiento. En la Figura 5.10 se aprecia el comportamiento articular de la pierna para el movimiento D.

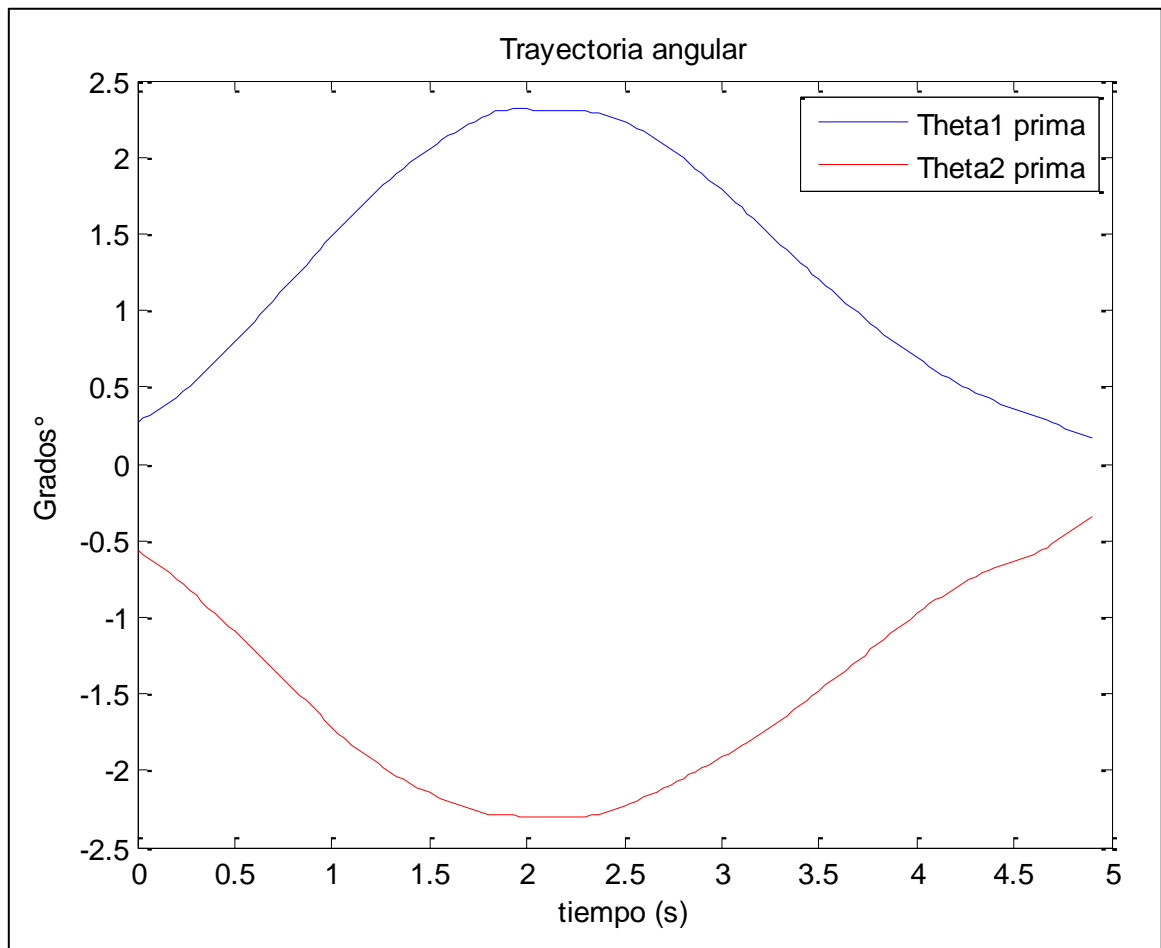


Figura 5.10 Trayectoria angular del ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).

Ahora con el modelo geométrico directo de la pierna, se introducen los ángulos calculados para alguno de los movimientos y se obtiene el recorrido del tobillo (código Matlab en ANEXO A: Programa 4) para la estatura máxima y mínima, obteniéndose también el espacio requerido para reproducirse el movimiento en este rango (Figura 5.11). Cabe recordar que al realizarse el movimiento manualmente el fisioterapeuta no puede reproducir cada movimiento siguiendo exactamente el recorrido previo, ni puede realizarlo con la misma velocidad. Al momento de producir una trayectoria se tendría en cuenta los límites físicos de movimiento rotatorio de la cadera y la rodilla para cada movimiento, de manera que no se produciría un movimiento inalcanzable para el paciente.

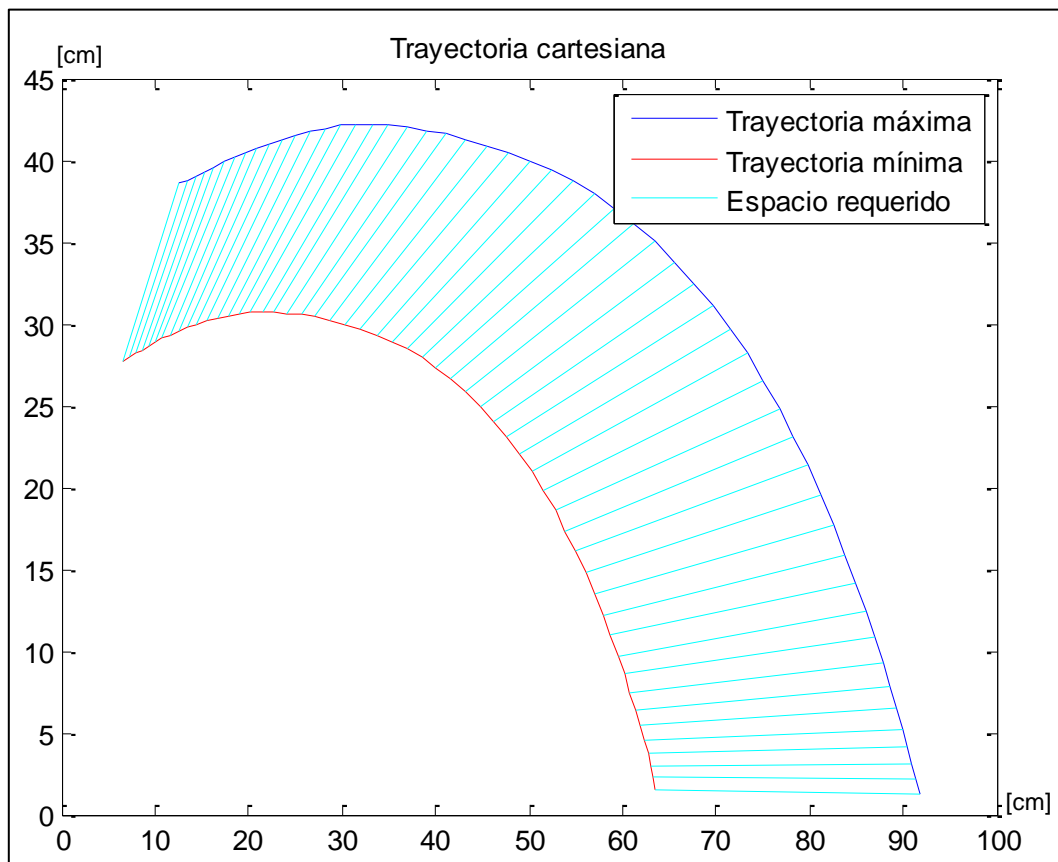


Figura 5.11 Trayectoria cartesiana del ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).

6 DISEÑO MECÁNICO

Este capítulo trata sobre los requerimientos de diseño y la selección del mecanismo, se presentan cálculos de los grados de libertad, el modelo geométrico inverso y directo, el espacio de trabajo y el dimensionamiento de las barras, las simulaciones por medio del software de diseño Inventor y del software Matlab, y una vez comprobado el cumplimiento de los requerimientos se presenta un modelo conceptual final del mecanismo, posteriormente se presentan los componentes comerciales seleccionados para la realización del dibujo CAD del mecanismo y para su futura construcción.

6.1 Requerimientos elementales del mecanismo

De la caracterización de las trayectorias de cada uno de los ejercicios seleccionados, se obtuvieron tres requerimientos fundamentales para dar inicio a la selección del mecanismo, el primero es que el espacio de trabajo del mecanismo debe cubrir el espacio requerido para reproducir cada una de los ejercicios (ver Figura 6.1); el segundo requerimiento es que el mecanismo debe tener dos grados de libertad ya que todos los movimientos seleccionados son ejecutados en un solo plano (plano vertical) y el tercero es que el mecanismo debe ser capaz de reproducir las trayectorias para la estatura máxima y mínima.

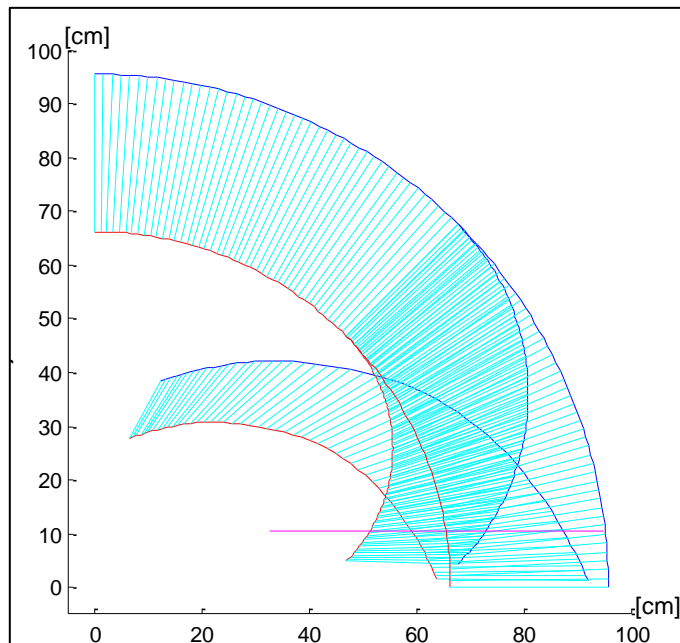


Figura 6.1 Espacio requerido para reproducir los ejercicios de rehabilitación seleccionados.

6.2 Mecanismo propuesto

Ya establecidos los dos requerimientos fundamentales para la propuesta del mecanismo, se inicia con la selección del mecanismo partiendo del requerimiento de dos grados de libertad, teniendo como opciones factibles, de acuerdo a la topología estructural, un mecanismo serial y un mecanismo paralelo. El mecanismo serial, que tiene la forma con que se representó el modelo de la pierna en los capítulos anteriores, y el mecanismo paralelo que cumple con el requerimiento se presentan en la Figura 6.2.

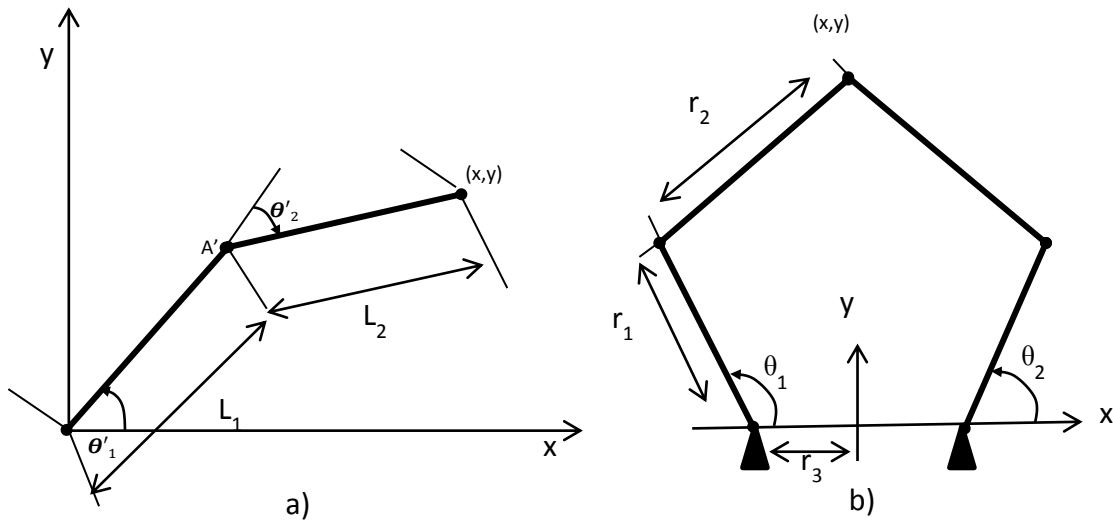


Figura 6.2 a) mecanismo serial b) mecanismo paralelo.

Se optó por un mecanismo paralelo respecto al serial por las siguientes consideraciones:

- Los dos motores están fijos en la base lo que hace que requiera un par más pequeño.
- Su fabricación es menos compleja ya que no requiere el montaje de motores en articulaciones intermedias.
- Ofrece ventajas en comparación a los robots seriales en cuanto a la exactitud, capacidad de carga, rigidez y velocidad [13] [14].
- Los eslabones pueden ser más ligeros ya que no soportan el peso de los motores.

Entre los mecanismo paralelos de dos grados de libertad se presentan las opciones de la Figura 6.3 [85].

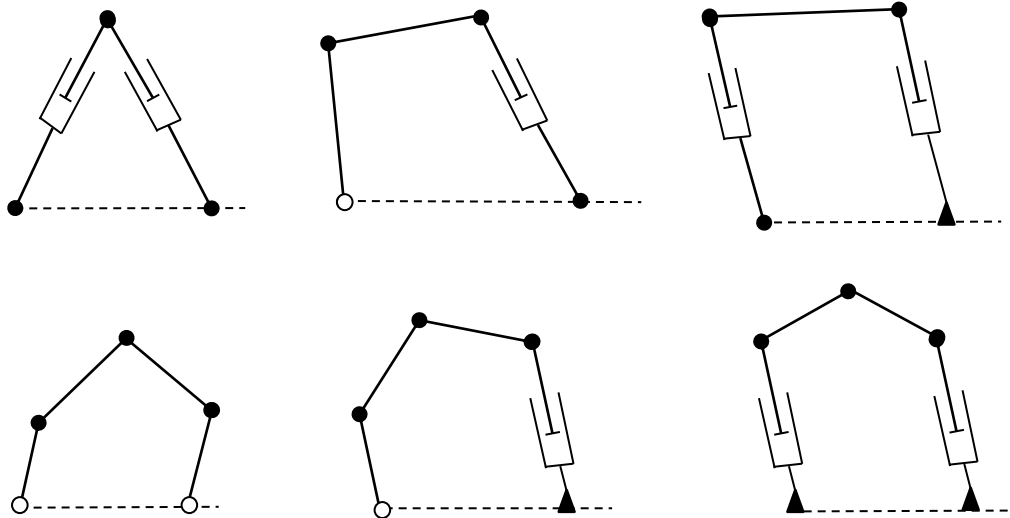


Figura 6.3 Mecanismos paralelos de dos grados de libertad.

Como se observa en la Figura 6.3, los mecanismos 5 barras puede llevar articulaciones prismáticas y rotacionales, una articulación prismática es la que permite que los eslabones asociados a ella se deslicen uno respecto al otro a lo largo de un eje y una articulación rotacional es la que permite la rotación entre los eslabones asociados alrededor de un eje, de los cuales se descartaron los mecanismos que llevan articulaciones prismáticas por 3 razones: 1) montaje más complejo que el rotacional, 2) requiere eslabones más robustos (pesados), 3) requiere de amplia carrera de los actuadores. De esta forma se optó el mecanismo de 5 barras con articulaciones rotacionales (ver Figura 6.4).

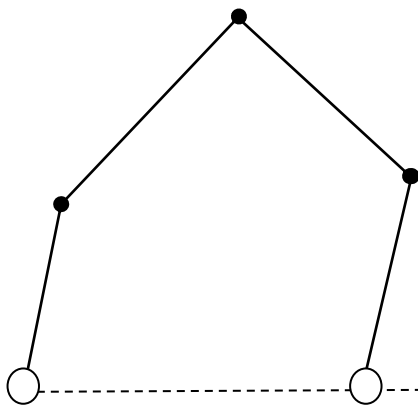


Figura 6.4 Mecanismo propuesto: 5 barras paralelo de dos grados de libertad con articulaciones rotacionales.

Finalmente, para la reproducción de los ejercicios seleccionados para la rehabilitación de la rodilla se propone un mecanismo paralelo de dos grados de libertad compuesto por 5 barras con articulaciones rotacionales.

6.3 Modelo conceptual preliminar

En la Figura 6.5 se plantea el concepto básico de uso del mecanismo 5 barras en el paciente, donde los números 1, 2, 3 y 4 representan los eslabones móviles del mecanismo 5 barras, EF es el efector final del mecanismo, el cual se encarga de sostener y guiar la pierna del paciente y b es la base del mecanismo.

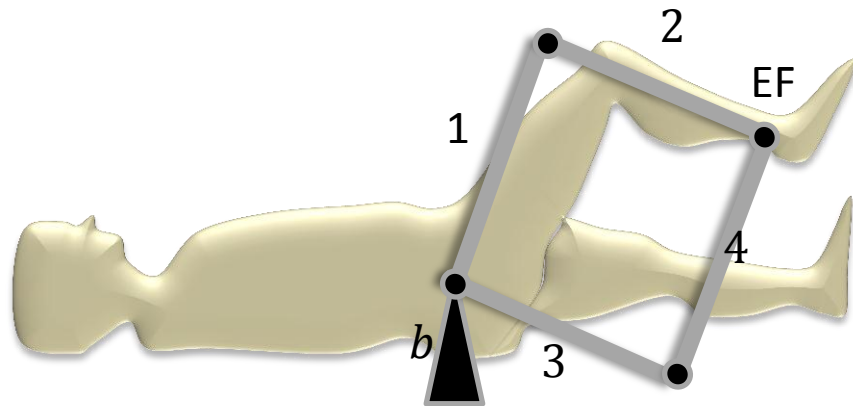


Figura 6.5 Concepto básico del uso del mecanismo 5 barras en un paciente.

A partir del concepto básico se evalúa el cumplimiento de los requerimientos referentes a los grados de libertad del mecanismo (sección 6.4), espacio de trabajo del mecanismo (sección 6.7) y reproducción de las trayectorias (sección 6.8 y sección 6.9). Para evaluar los requerimientos de espacio de trabajo y reproducción de las trayectorias es necesario dimensionar el mecanismo y calcular el modelo geométrico (sección 6.5 y 6.6).

6.4 Grados de libertad del mecanismo

Los grados de libertad de un mecanismo son el número de entradas necesarias para especificar completamente la configuración del mecanismo (localización del mecanismo). Aplicando el criterio de grübler [86] para mecanismos planares se obtiene los grados de libertad del mecanismo 5 barras:

$$F = 3(n - j - 1) - \sum_i^j f_i \quad \text{Ecuación 6.1}$$

$$F = 3(5 - 4 - 1) - 5$$

$$F = 2$$

Donde F son los grados de libertad, n el número de eslabones, j el número de articulaciones y f_i el número de grados de movimiento relativos permitidos por la articulación i .

Se esta manera se comprobó que el mecanismo propuesto cumple con los dos grados de libertad requeridos para reproducir los ejercicios de rehabilitación.

6.5 Modelo geométrico inverso

En la Figura 6.6 se observa el mecanismo 5 barras y su representación geométrica, a partir de esta representación se obtiene el modelo geométrico inverso [44] (código Matlab en ANEXO A: Programa 5).

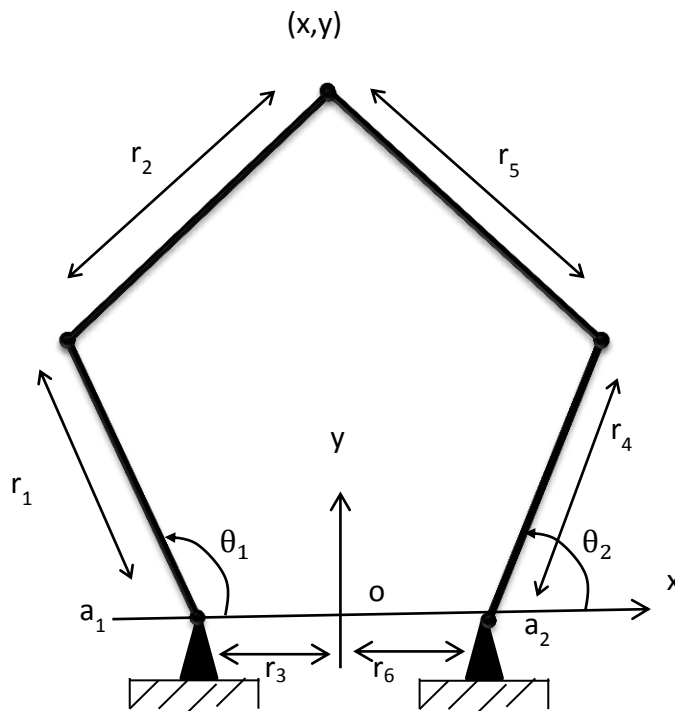


Figura 6.6 Representación geométrica del mecanismo 5 barras.

Para calcular θ_1 :

Por el teorema de Pitágoras

$$(x - r_1 \cos \theta_1 + r_3)^2 + (y - r_1 \sin \theta_1)^2 = r_2^2 \quad \text{Ecuación 6.2}$$

Expandiendo el trinomio y el binomio se tiene

$$\begin{aligned} x^2 - xr_1 \cos \theta_1 + xr_3 - xr_1 \cos \theta_1 + (r_1 \cos \theta_1)^2 - r_1 r_3 \cos \theta_1 + xr_3 - r_1 r_3 \cos \theta_1 + r_3^2 + y^2 - \\ 2yr_1 \sin \theta_1 + (r_1 \sin \theta_1)^2 = r_2^2 \\ x^2 - 2xr_1 \cos \theta_1 + 2xr_3 + (r_1 \cos \theta_1)^2 - 2r_1 r_3 \cos \theta_1 + r_3^2 + y^2 - \\ 2yr_1 \sin \theta_1 + (r_1 \sin \theta_1)^2 = r_2^2 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 6.3}$$

Definiendo una variable auxiliar que contenga a las variables conocidas

$$aaa_1 = x^2 + 2xr_3 + r_3^2 + y^2 - r_2^2$$

Reemplazando por aaa_1 en ecuación 6.3

$$aaa_1 - 2xr_1 \cos \theta_1 + (r_1 \cos \theta_1)^2 - 2r_1 r_3 \cos \theta_1 - 2yr_1 \sin \theta_1 + (r_1 \sin \theta_1)^2 = 0 \quad \text{Ecuación 6.4}$$

Para reducir la ecuación 6.4 se tiene que

$$\begin{aligned} (r_1 \cos \theta_1)^2 + (r_1 \sin \theta_1)^2 = r_1^2 (\cos^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_1) \\ (r_1 \cos \theta_1)^2 + (r_1 \sin \theta_1)^2 = r_1^2 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 6.5}$$

Reemplazando la ecuación 6.5 en la ecuación 6.4

$$aaa_1 - 2xr_1 \cos \theta_1 - 2r_1 r_3 \cos \theta_1 - 2yr_1 \sin \theta_1 + r_1^2 = 0 \quad \text{Ecuación 6.6}$$

Creando otra variable aa_1

$$aa_1 = aaa_1 + r_1^2$$

Quedando la ecuación 6.6 reducida a

$$\begin{aligned} aa_1 - 2xr_1 \cos \theta_1 - 2r_1 r_3 \cos \theta_1 - 2yr_1 \sin \theta_1 = 0 \\ aa_1 + \cos \theta_1 (-2xr_1 - 2r_1 r_3) - 2yr_1 \sin \theta_1 = 0 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 6.7}$$

Para facilitar el desarrollo se definen otras variables

$$bb_1 = -2xr_1 - 2r_1 r_3$$

$$cc_1 = -2yr_1$$

Entonces la ecuación 6.7 queda reducida a

$$aa_1 + bb_1 \cos \theta_1 + cc_1 \sin \theta_1 = 0 \quad \text{Ecuación 6.8}$$

Aplicando la definición del seno y coseno por medio de la tangente del ángulo medio se reemplaza el coseno y seno de la ecuación 6.8 quedando de la siguiente manera

$$aa_1 + bb_1 \left(\frac{1 - \tan^2 \frac{\theta_1}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_1}{2}} \right) + cc_1 \left(\frac{2 \tan \frac{\theta_1}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_1}{2}} \right) = 0 \quad \text{Ecuación 6.9}$$

Expandiendo la ecuación anterior

$$\begin{aligned} aa_1 \left(1 + \tan^2 \frac{\theta_1}{2} \right) + bb_1 \left(1 - \tan^2 \frac{\theta_1}{2} \right) + cc_1 \left(2 \tan \frac{\theta_1}{2} \right) &= 0 \\ aa_1 + aa_1 \tan^2 \frac{\theta_1}{2} + bb_1 - bb_1 \tan^2 \frac{\theta_1}{2} + 2cc_1 \tan \frac{\theta_1}{2} &= 0 \\ (aa_1 - bb_1) \tan^2 \frac{\theta_1}{2} + 2cc_1 \tan \frac{\theta_1}{2} + aa_1 + bb_1 &= 0 \end{aligned}$$

Sí

$$\begin{aligned} A_1 &= aa_1 - bb_1 \\ B_1 &= 2cc_1 \\ C_1 &= aa_1 + bb_1 \end{aligned}$$

Entonces

$$A_1 \tan^2 \frac{\theta_1}{2} + B_1 \tan \frac{\theta_1}{2} + C_1 = 0 \quad \text{Ecuación 6.10}$$

Como se puede observar la ecuación 6.10 es una ecuación cuadrática, así que se puede calcular θ_1 utilizando

$$\tan \frac{\theta_1}{2} = \frac{-B_1 \pm \sqrt{B_1^2 - 4A_1C_1}}{2A_1}$$

Finalmente se obtiene θ_1

$$\theta_1 = 2 \tan^{-1} \frac{-B_1 \pm \sqrt{B_1^2 - 4A_1C_1}}{2A_1} \quad \text{Ecuación 6.11}$$

Donde, reemplazando los valores, se tiene que

$$\begin{aligned}
 A_1 &= x^2 + 2xr_3 + r_3^2 + y^2 - r_2^2 + r_1^2 + 2xr_1 + 2r_1r_3 \\
 A_1 &= r_1^2 + y^2 + (x + r_3)^2 - r_2^2 + 2(x + r_3)r_1 \\
 B_1 &= 2(-2yr_1) \\
 B_1 &= -4yr_1 \\
 C_1 &= x^2 + 2xr_3 + r_3^2 + y^2 - r_2^2 + r_1^2 - 2xr_1 - 2r_1r_3 \\
 C_1 &= r_1^2 + y^2 + (x + r_3)^2 - r_2^2 - 2(x + r_3)r_1
 \end{aligned}$$

Para calcular θ_2 :

Por el teorema de Pitágoras

$$(x - r_4 \cos \theta_2 - r_6)^2 + (y - r_4 \sin \theta_2)^2 = r_5^2 \quad \text{Ecuación 6.12}$$

Expandiendo el trinomio y el binomio se tiene

$$\begin{aligned}
 x^2 - xr_4 \cos \theta_2 - xr_6 - xr_4 \cos \theta_2 + (r_4 \cos \theta_2)^2 + r_4 r_6 \cos \theta_2 - xr_6 + r_4 r_6 \cos \theta_2 + r_6^2 + y^2 - \\
 2yr_4 \sin \theta_2 + (r_4 \sin \theta_2)^2 = r_5^2
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 x^2 - 2xr_4 \cos \theta_2 - 2xr_6 + (r_4 \cos \theta_2)^2 + 2r_4 r_6 \cos \theta_2 + r_6^2 + y^2 - \\
 2yr_4 \sin \theta_2 + (r_4 \sin \theta_2)^2 = r_5^2
 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 6.13}$$

Definiendo una variable auxiliar que contenga a las variables conocidas

$$aaa_2 = x^2 - 2xr_6 + r_6^2 + y^2 - r_5^2$$

Reemplazando por aaa_2 en la ecuación 6.13

$$\begin{aligned}
 aaa_2 - 2xr_4 \cos \theta_2 + (r_4 \cos \theta_2)^2 + 2r_4 r_6 \cos \theta_2 - 2yr_4 \sin \theta_2 \\
 + (r_4 \sin \theta_2)^2 = 0
 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 6.14}$$

Para reducir la expresión se tiene que

$$\begin{aligned}
 (r_4 \cos \theta_2)^2 + (r_4 \sin \theta_2)^2 &= r_4^2 (\cos^2 \theta_2 + \sin^2 \theta_2) \\
 (r_4 \cos \theta_2)^2 + (r_4 \sin \theta_2)^2 &= r_4^2
 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 6.15}$$

Reemplazando la ecuación 6.15 en la ecuación 6.14

$$aaa_2 - 2xr_4 \cos \theta_2 + 2r_4 r_6 \cos \theta_2 - 2yr_4 \sin \theta_2 + r_4^2 = 0 \quad \text{Ecuación 6.16}$$

Asignando otra variable aa_2

$$aa_2 = -2xr_4 + 2r_4r_6$$

Quedando la ecuación 6.16 reducida a

$$aa_2 - 2xr_4 \cos \theta_2 + 2r_4r_6 \cos \theta_2 - 2yr_4 \sin \theta_2 = 0$$

$$aa_2 + \cos \theta_2 (-2xr_4 + 2r_4r_6) - 2yr_4 \sin \theta_2 = 0$$

Ecuación 6.17

Para facilitar el desarrollo se definen otras variables

$$bb_2 = -2xr_4 + 2r_4r_6$$

$$cc_2 = -2yr_4$$

Entonces la ecuación 6.17 queda reducida a

$$aa_2 + bb_2 \cos \theta_2 + cc_2 \sin \theta_2 = 0$$

Ecuación 6.18

Aplicando la definición del seno y coseno por medio de la tangente del ángulo medio se reemplaza el coseno y seno de la ecuación 6.18 quedando de la siguiente manera

$$aa_2 + bb_2 \left(\frac{1 - \tan^2 \frac{\theta_2}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_2}{2}} \right) + cc_2 \left(\frac{2 \tan \frac{\theta_2}{2}}{1 + \tan^2 \frac{\theta_2}{2}} \right) = 0$$

Ecuación 6.19

Expandiendo la ecuación anterior

$$aa_2 \left(1 + \tan^2 \frac{\theta_2}{2} \right) + bb_2 \left(1 - \tan^2 \frac{\theta_2}{2} \right) + cc_2 \left(2 \tan \frac{\theta_2}{2} \right) = 0$$

$$aa_2 + aa_2 \tan^2 \frac{\theta_2}{2} + bb_2 - bb_2 \tan^2 \frac{\theta_2}{2} + 2cc_2 \tan \frac{\theta_2}{2} = 0$$

$$(aa_2 - bb_2) \tan^2 \frac{\theta_2}{2} + 2cc_2 \tan \frac{\theta_2}{2} + aa_2 + bb_2 = 0$$

Sí

$$A_2 = aa_2 - bb_2$$

$$B_2 = 2cc_2$$

$$C_2 = aa_2 + bb_2$$

Entonces

$$A_2 \tan^2 \frac{\theta_2}{2} + B_2 \tan \frac{\theta_2}{2} + C_2 = 0$$

Ecuación 6.20

Como se puede observar la ecuación 6.20 también es una ecuación cuadrática, así que se puede calcular θ_2 usando la fórmula de la ecuación cuadrática

$$\tan \frac{\theta_2}{2} = \frac{-B_2 \pm \sqrt{B_2^2 - 4A_2C_2}}{2A_2}$$

Finalmente se obtiene θ_2

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \frac{-B_2 \pm \sqrt{B_2^2 - 4A_2C_2}}{2A_2}$$

Ecuación 6.21

Donde, reemplazando los valores, se tiene que

$$A_2 = x^2 - 2xr_6 + r_6^2 + y^2 - r_5^2 + r_4^2 + 2xr_4 - 2r_4r_6$$

$$A_2 = r_4^2 + y^2 + (x - r_6)^2 - r_5^2 + 2(x - r_6)r_4$$

$$B_2 = 2(-2yr_4)$$

$$B_2 = -4yr_4$$

$$C_2 = x^2 - 2xr_6 + r_6^2 + y^2 - r_5^2 + r_4^2 - 2xr_4 + 2r_4r_6$$

$$C_2 = r_4^2 + y^2 + (x - r_6)^2 - r_5^2 - 2(x - r_6)r_4$$

6.6 Modelo geométrico directo

Retomando la ecuación 6.2 y ecuación 6.12 propuestas en la sección 6.5, se obtiene la solución implícita mediante variables simbólicas en Matlab (ANEXO A: Programa 6). Donde x , y son las incógnitas del sistema y las demás variables son conocidas.

Las ecuaciones de la cinemática inversa y directa fueron comprobadas en Matlab (ANEXO A: Programa 5 y Programa 6) con valores de r_i ($i = 1, 2, 3, 4, 5, 6$) predeterminados, donde las salidas x , y obtenidas de la cinemática directa son introducidas como entradas en la cinemática inversa, comprobando la correspondencia lógica en los resultados al obtener como salidas en la cinemática inversa las mismas entradas de la cinemática directa. En la tabla 6.1 se exhiben los resultados obtenidos.

$r_1 = r_2 = r_4 = r_5 = 48, r_6 = r_3 = 0$							
Cinemática directa				Cinemática inversa			
Entradas		salidas		Entradas		Salidas	
θ_1	θ_2	x	y	x	y	θ_1	θ_2
30°	15°	87.9337	36.4233	87.9337	36.4233	29.9998°	15.0001°
85°	40°	40.9536	78.6712	40.9536	78.6712	85.0000°	40.0001°
171°	5°	0.4083	11.6923	0.4083	11.6923	171.0000°	5.0000°
135°	96°	-38.9585	81.6782	-38.9585	81.6782	135.0000°	96.0000°
210°	35°	-2.2499	3.5317	-2.2499	3.5317	-150.0016°	35.0007°
45°	35°	73.2604	61.4728	73.2604	61.4728	45.0001°	34.9999°

Tabla 6.1 Comprobación del modelo geométrico inverso y directo del 5 barras.

6.7 Espacio de trabajo y dimensionamiento del mecanismo

Partiendo del modelo geométrico inverso pudo realizarse un análisis de las mejores condiciones para obtener un mayor espacio de trabajo con el mecanismo 5 barras, en un principio se usó cualquier dimensión para observar la forma y las condiciones que modifican el espacio de trabajo, y se pudo concluir que entre más cercanos están los actuadores al origen (punto "o" en Figura 6.6), es decir, cuando $r_3 = r_6$ se acercan a cero, mayor es el espacio de trabajo, alcanzando un espacio máximo cuando la distancia entre los actuadores es cero ($r_3 = r_6 = 0$). También se obtiene mayor espacio de trabajo si las barras son simétricas ($r_1 = r_2 = r_4 = r_5$). Si el tamaño de cualquiera de las barras aumenta o disminuye respecto a la otra barra, el espacio de trabajo es menor. La cantidad de puntos graficados dependen del incremento considerado al recorrer el plano cartesiano, haciendo que se grafique con menos o más detalle la geometría del espacio de trabajo (Figura 6.7).

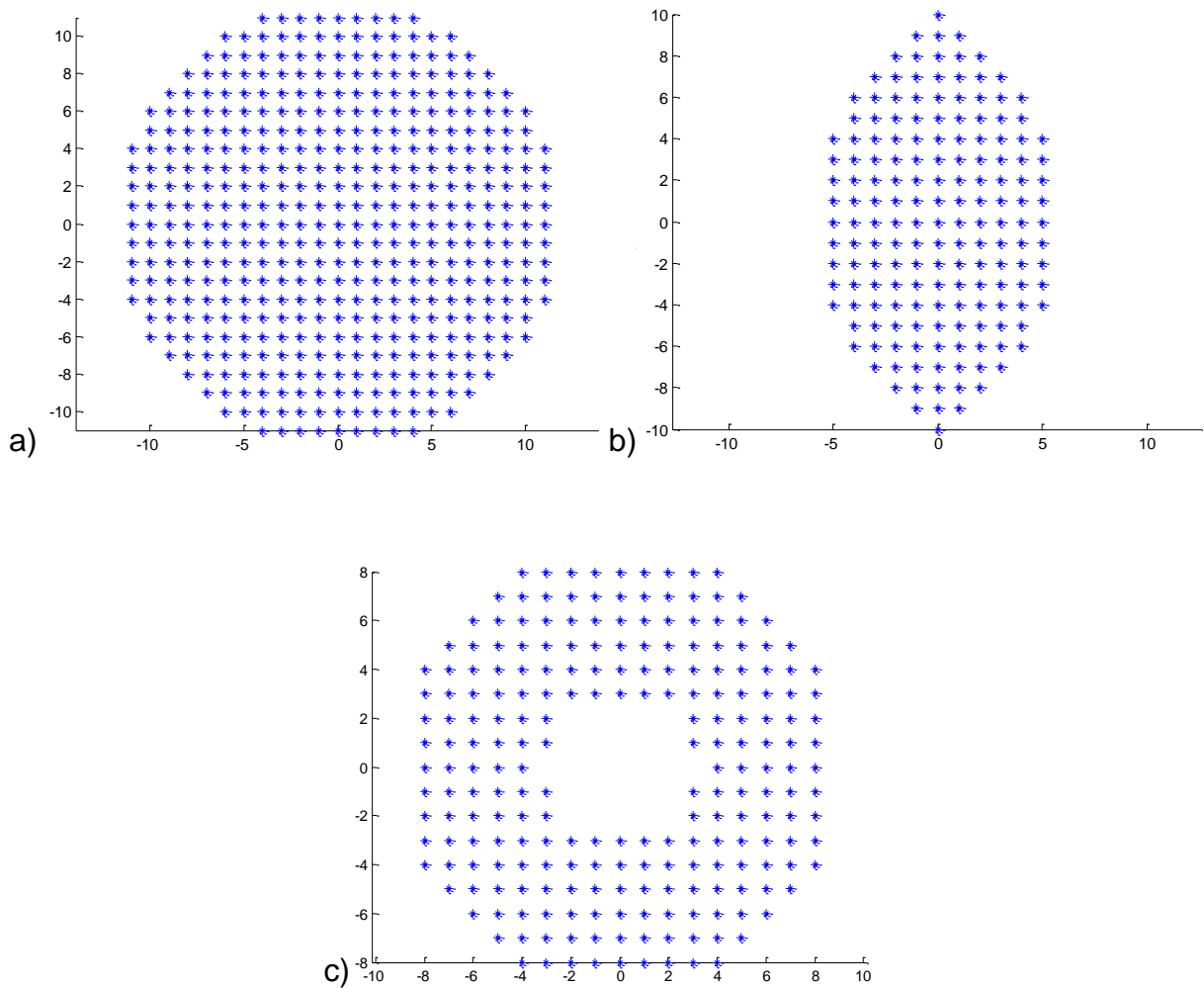


Figura 6.7 Variación de la forma del espacio de trabajo del 5 barras
a) ($r_1 = r_2 = r_4 = r_5$ y $(r_3 = r_6 = 0)$, **b)** ($r_1 = r_2$) y $(r_3 = r_6 \neq 0)$, **c)** ($r_1 > r_2$),
 $(r_4 > r_5)$, ($r_4 = r_1$), ($r_2 = r_5$) y $(r_3 = r_6 = 0)$.

Se puede concluir que se aprovecha el mayor espacio de trabajo con los actuadores en el origen y conservando el mismo tamaño entre las barras r_1 y r_2 . Este análisis de las mejores condiciones para un mayor espacio de trabajo y la apreciación de la forma del espacio de trabajo son necesarias para el dimensionamiento del mecanismo.

Partiendo de la ubicación de los actuadores en el origen ($r_3 = r_6 = 0$, condición favorable para un mayor espacio de trabajo) y puesto que la máxima distancia que se requiere alcanzar en la reproducción de los movimientos es cuando la pierna está extendida, se optó por asignar como mínima dimensión para las barras la dimensión antropomórfica calculada para la tibia y el fémur de la estatura máxima que podrá

manejar el mecanismo, según ecuación 5.30 y ecuación 5.32, conservando la simetría entre las barras r_1 y r_2 , condición también favorable para alcanzar un mayor espacio de trabajo.

$$r_1 + r_2 = tibia + fémur \quad \text{Ecuación 6.22}$$
$$r_1 = r_2 = (tibia + fémur)/2 \approx 48cm \quad \text{Ecuación 6.23}$$

Ya dimensionadas las barras pudo observarse el espacio de trabajo del mecanismo dimensionado (ver Figura 6.8) (Código Matlab en ANEXO A: Programa 7).

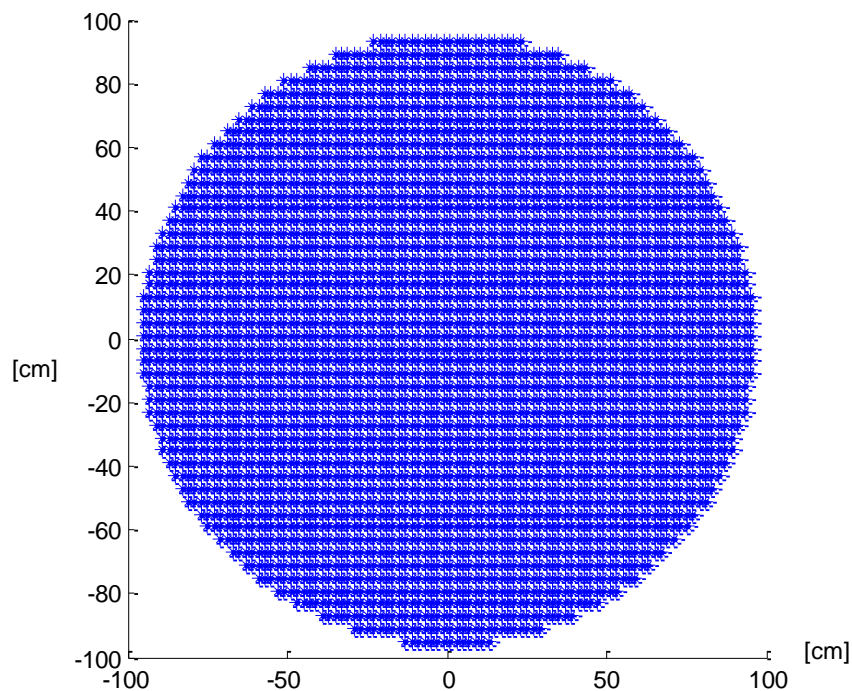


Figura 6.8. Espacio de trabajo del 5 barras dimensionado.

Con el espacio de trabajo pudo comprobarse que el espacio requerido para las trayectorias se encontraba dentro de este espacio de trabajo como se observa en la figura 6.9.

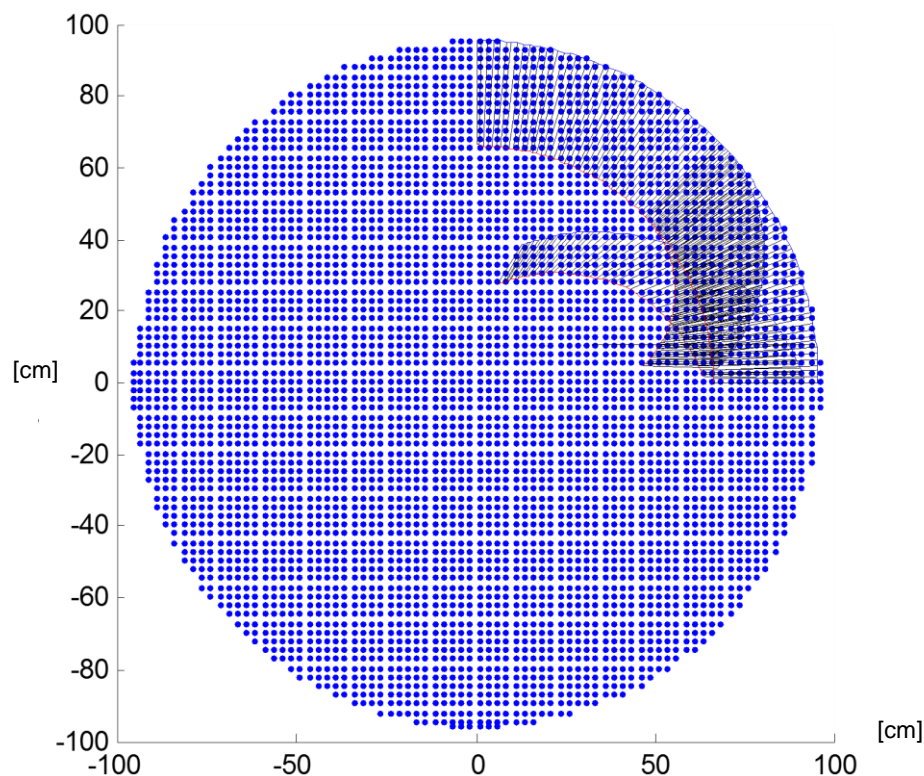


Figura 6.9 Espacio requerido para reproducir los ejercicios dentro del espacio de trabajo.

Como se puede observar en la figura anterior el espacio requerido para ejecutar los ejercicios A, B, C y D se encuentra contenido dentro del espacio de trabajo del mecanismo 5 barras dimensionado, además de que este espacio de trabajo tiene la versatilidad de permitir que las trayectorias sean desplazadas dentro del espacio de trabajo dependiendo de la ubicación del mecanismo respecto al paciente. El origen del 5 barras se encuentra ubicado en el centro del espacio de trabajo y éste se calcula suponiendo que las articulaciones activas permiten rotaciones ideales de 360 grados, pero este rango de rotación se restringe por el límite rotacional real de las articulaciones al momento de construir el mecanismo, provocando un acotamiento del espacio de trabajo que debe abarcar solamente el o los cuadrantes que se requieren para reproducir los ejercicios de rehabilitación.

6.8 Simulación CAD en Inventor

El mecanismo fue dibujado en el software de diseño Inventor (Figura 6.10), en el que se siguieron las trayectorias de los ejercicios seleccionados para las diferentes estaturas, lográndose los recorridos de cada uno de los ejercicios. En la Figura 6.11, Figura 6.12, Figura 6.13 y Figura 6.14 se observan tres posiciones adoptadas por el mecanismo al reproducir cada ejercicio. Las simulaciones se almacenaron en archivos de video.

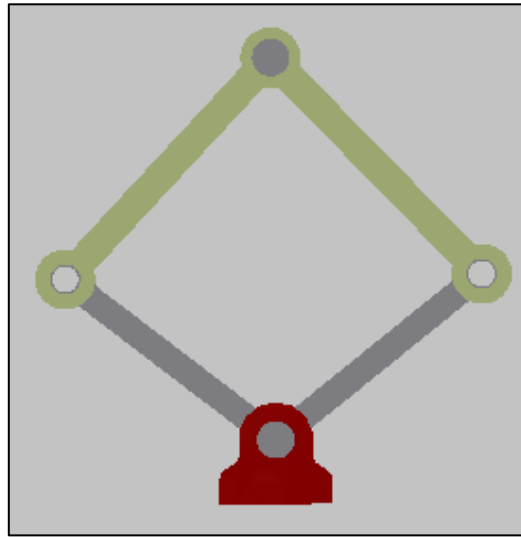


Figura 6.10 Dibujo CAD del mecanismo de 5 barras.

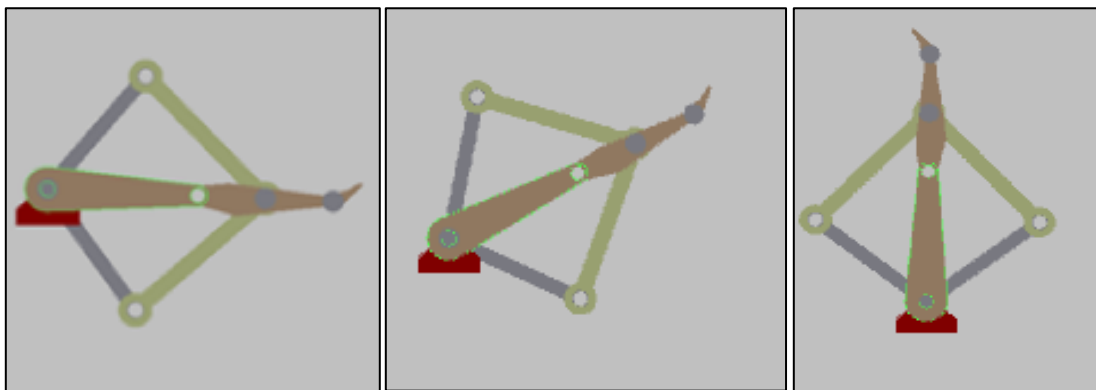


Figura 6.11 Mecanismo siguiendo la trayectoria de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).

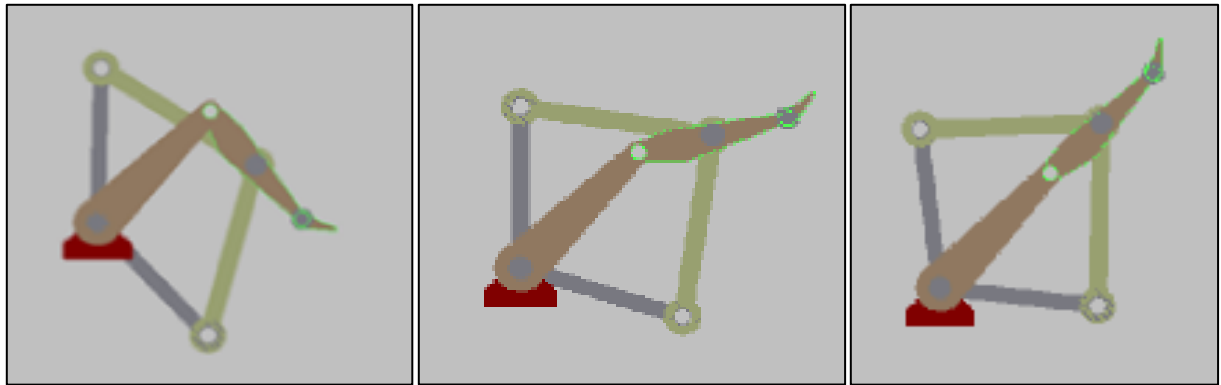


Figura 6.12 Mecanismo siguiendo la trayectoria de flexoextensión de la rodilla (ejercicio B).

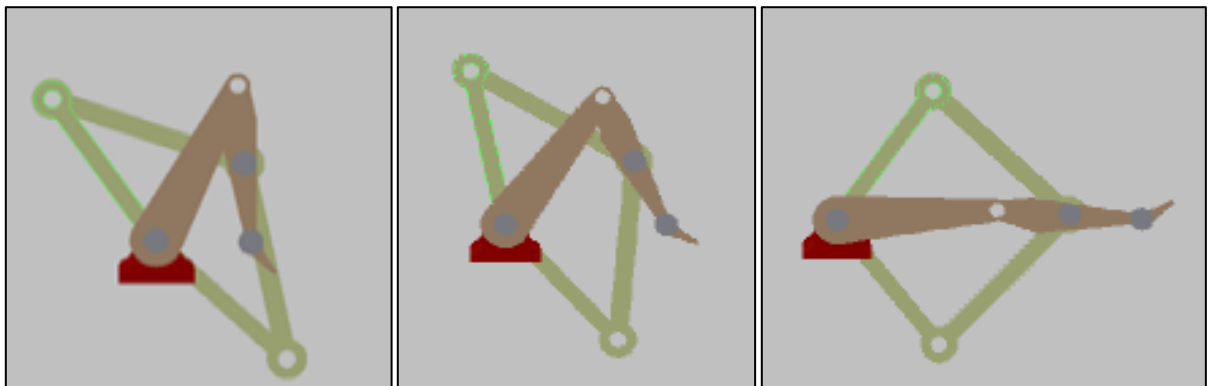


Figura 6.13 Mecanismo siguiendo la trayectoria lineal (ejercicio C).

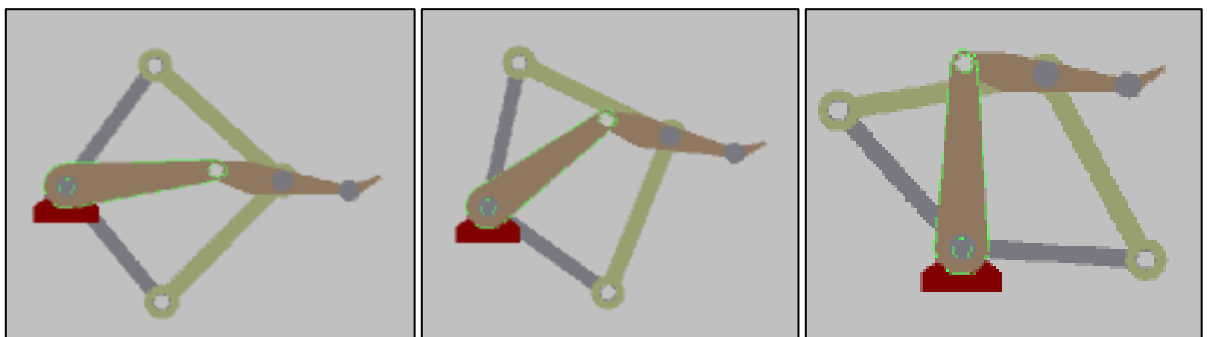


Figura 6.14 Mecanismo siguiendo la trayectoria de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).

Finalmente, en la simulación CAD el mecanismo logró reproducir cada uno de los movimientos seleccionados para la estatura máxima y mínima que se reportó en este trabajo.

6.9 Simulación en Matlab

Se introdujo cada uno de los ejercicios seleccionados en las ecuaciones de la cinemática inversa de posición del mecanismo paralelo de 5 barras (ANEXO A: Programa 8), comprobándose también que puede realizar los recorridos para la mínima y máxima longitudes de pierna. A continuación se presentan tres posiciones adoptadas por el mecanismo 5 barras al reproducir trayectorias para los ejercicios A, B, C, y D. Las marcas azules describen cada trayectoria (Figura 6.15, Figura 6.16, Figura 6.17, Figura 6.18).

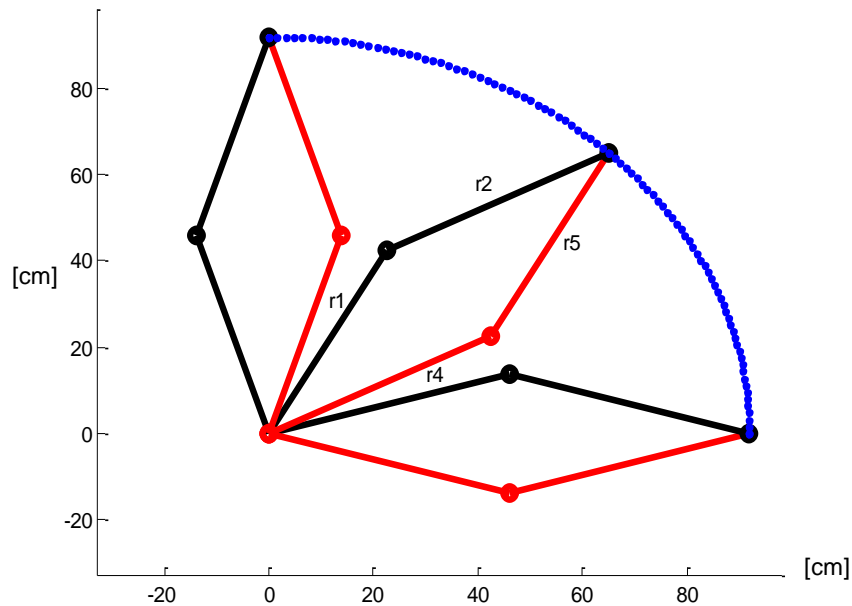


Figura 6.15 Mecanismo siguiendo la trayectoria del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).

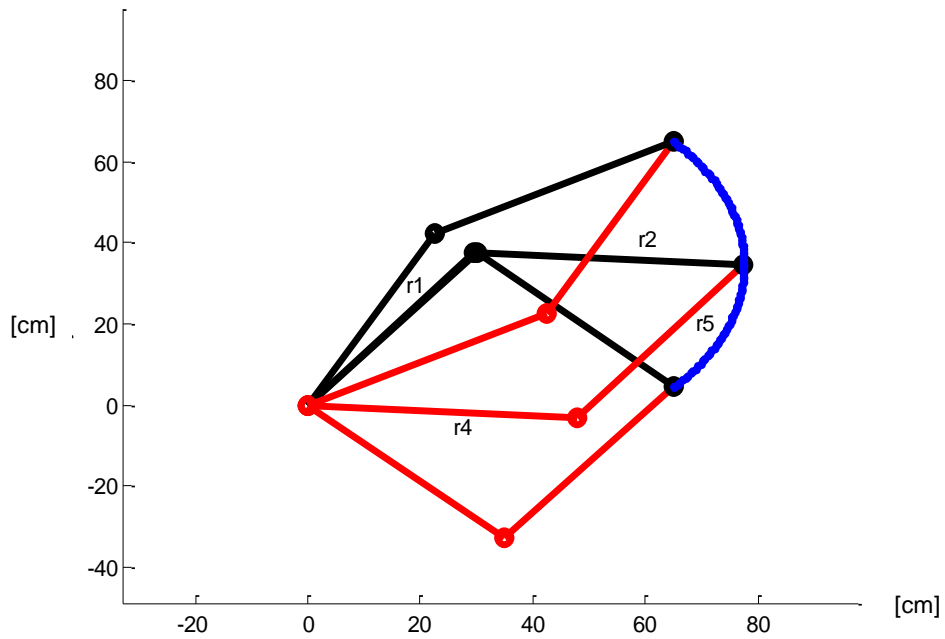


Figura 6.16 Mecanismo siguiendo la trayectoria del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con cadera fija (ejercicio B).

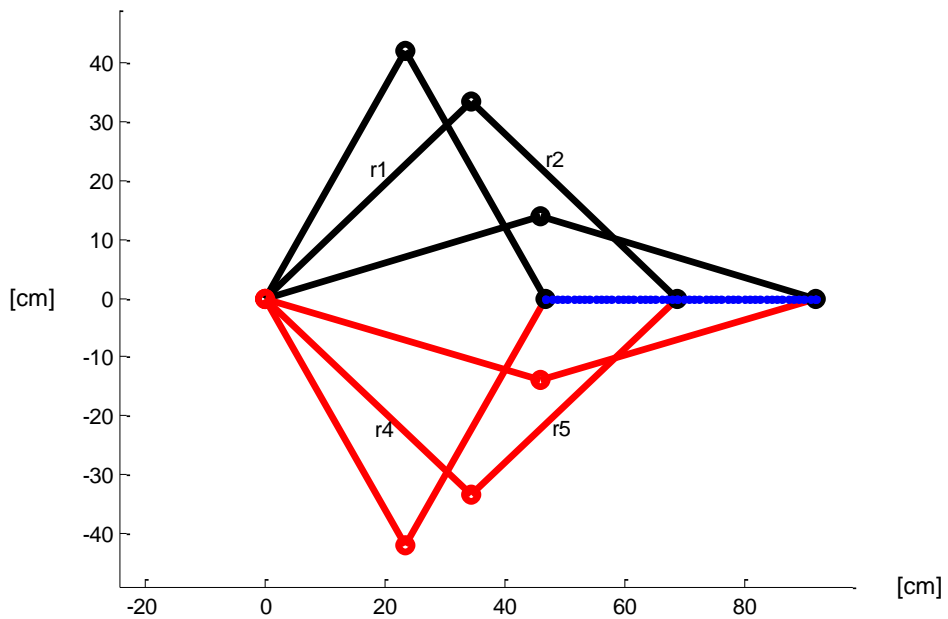


Figura 6.17 Mecanismo siguiendo el ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C).

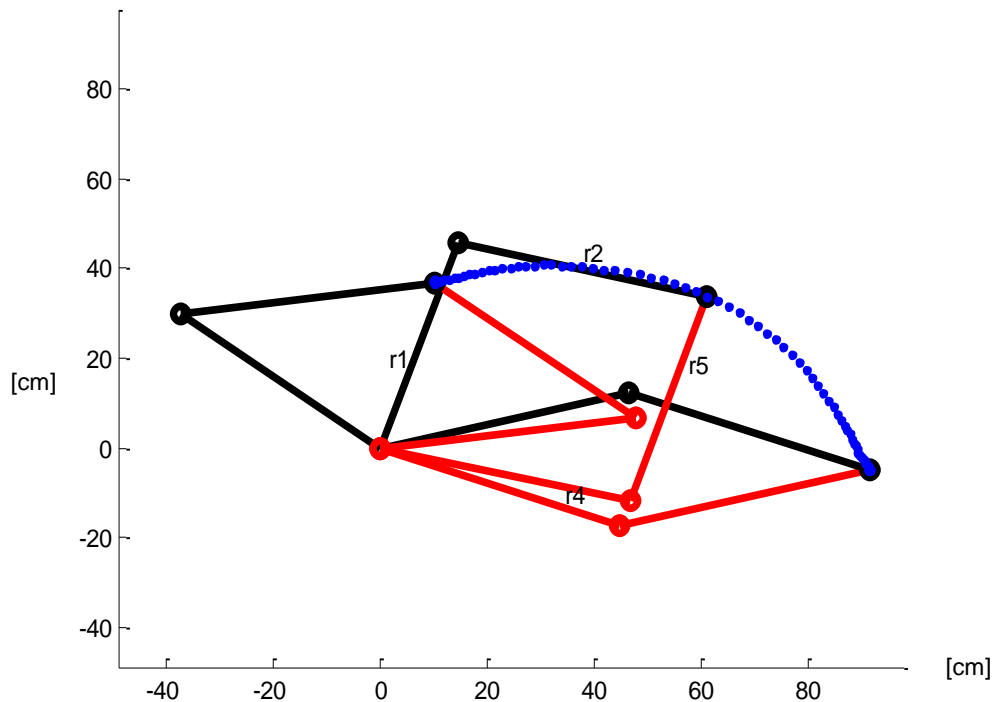


Figura 6.18 Mecanismo siguiendo la trayectoria de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).

Finalmente, el mecanismo pudo seguir todas las trayectorias para el máximo y mínimo tamaño de pierna predefinidos.

6.10 Requerimientos de uso del mecanismo

En la sección 6.7 se dimensionaron las barras del 5 barras, otras dimensiones a considerar son las de la base o estructura de soporte del mecanismo, cuya altura fue dispuesta para que el mecanismo quedara a 40cm sobre el paciente evitando así golpes entre el mecanismo y el paciente, y con el ancho apropiado para deslizarse a lo largo de la camilla de aproximadamente 180cm de largo, 60cm de largo y 75cm de alto. Debido a que el mecanismo quedará a 40cm de altura sobre del paciente por motivos de comodidad del paciente, se desplaza al paciente haciendo que el eje de su cadera quede a -9cm respecto al origen del mecanismo para asegurar que se mantengan las trayectorias dentro del espacio de trabajo, este cambio de la posición del paciente hace que el espacio requerido para las trayectorias se desplace hacia abajo 40cm y hacia la

izquierda -9cm respecto al origen del mecanismo 5 barras como se observa en la Figura 6.19 y ese mismo desplazamiento ocurre sobre el espacio de trabajo en la Figura 6.21.

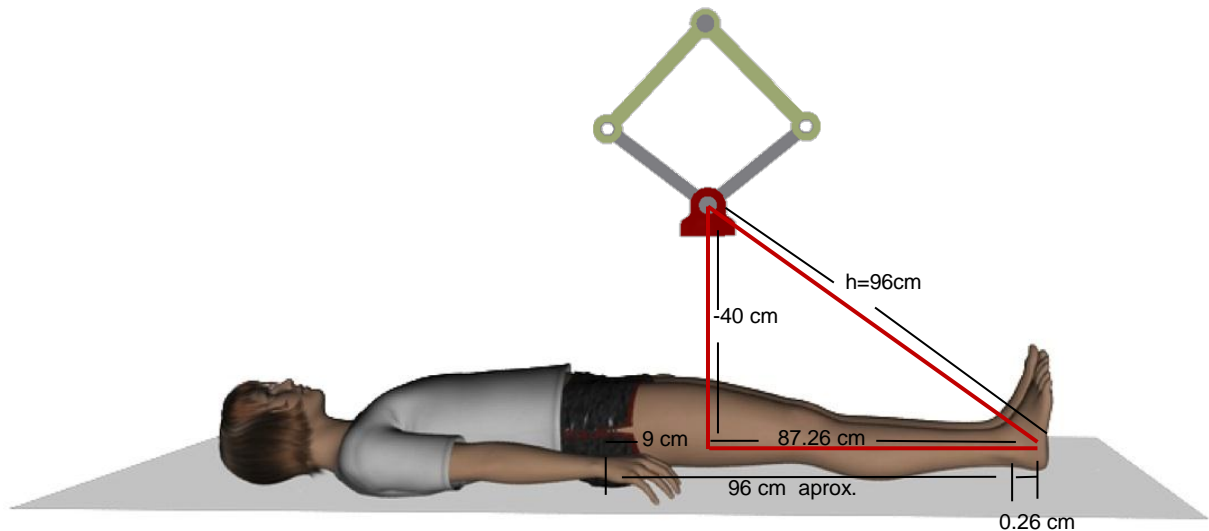


Figura 6.19 posición del mecanismo respecto al paciente [87].

Otro requerimiento es que los brazos del mecanismo deben estar separados en el eje Z lo suficiente para dar espacio a la ubicación del pie del paciente sobre el efector final del mecanismo. De acuerdo al ancho del pie esta separación puede ser de 20 cm. Esta separación en el eje z no afecta el espacio de trabajo mientras los brazos conserven su paralelismo ya que siguen estando alineados los motores y el efector final no se desplaza en este eje.

6.11 Modelo conceptual final

Comprobado el cumplimiento de los requerimientos elementales (sección 6.1), a partir del modelo conceptual preliminar del mecanismo, se mejora el concepto y se plantea un modelo conceptual final que considera también los requerimientos de uso del mecanismo en el paciente presentados en la sección 6.10. En la Figura 6.20 se observa el bosquejo final del diseño conceptual.

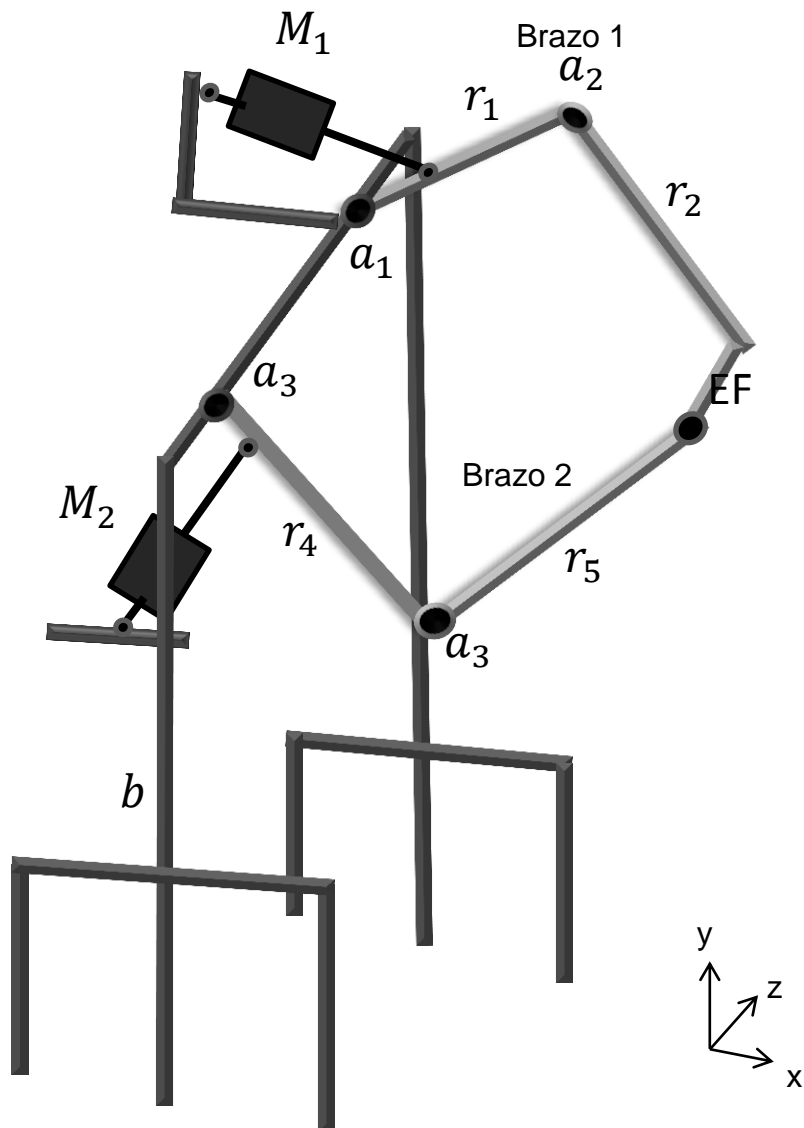


Figura 6.20 Concepto final del mecanismo cumpliendo con todos los requerimientos.

Descripción del modelo conceptual final (Figura 6.20):

El mecanismo se compone de una base (b) que sostiene los dos brazos articulados del mecanismo 5 barras y los actuadores (M_1, M_2)

El *brazo 1* está conformado por dos eslabones móviles (r_1, r_2), una articulación rotacional (a_1) que va la base (b) y una articulación intermedia que une los dos eslabones (r_1, r_2), el eslabón r_2 se sujeta al efector final (EF) por medio de una unión rotacional.

El *brazo 2* está conformado por dos eslabones móviles (r_4, r_5), una articulación rotacional (a_2) que va la base (b) y una articulación intermedia que une los dos eslabones (r_4, r_5), el eslabón r_5 se sujeta al efector final (EF) por medio de una unión rotacional.

Se plantean actuadores lineales que ofrecen mayor capacidad de carga en relación a su tamaño, los actuadores (M_1 y M_2) se encargan de provocar el movimiento rotacional en las articulaciones a_1 y a_2 , y pueden ir unidos a la base y a las barras por medio de ménsulas.

Condiciones:

$$r_1 = r_2 = r_4 = r_5 = 48 \text{ cm}$$

a_1, a_2, a_4, a_5 deben ser articulaciones rotacionales.

La base del mecanismo debe estar a 40 cm sobre el paciente (eje y) y 9 cm adelante del eje de la cadera del paciente (eje x), condiciones que mantienen las trayectorias dentro del espacio de trabajo.

La separación entre el brazo 1 y el brazo 2 debe ser 20 cm en el eje z para dar espacio a la ubicación del pie del paciente sobre el efector final del mecanismo (EF)

Considerando las distancias del mecanismo respecto al paciente planteadas en el concepto final, se graficaron nuevamente las trayectorias sobre el espacio de trabajo para comprar que seguían adentro de este espacio (Figura 6.21).

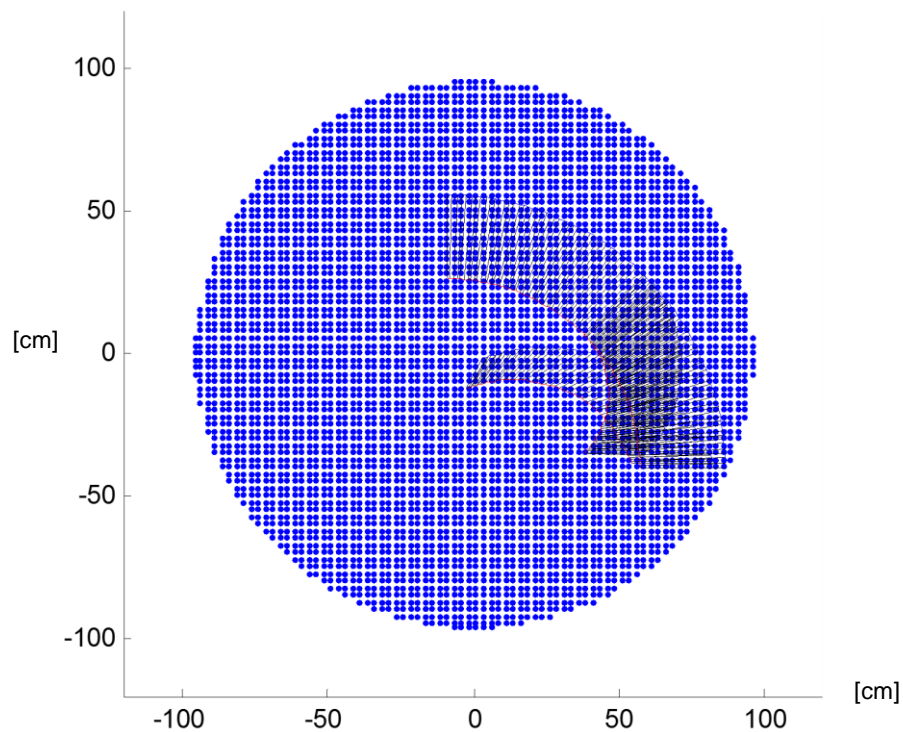


Figura 6.21 Espacio requerido para reproducir las trayectorias dentro el espacio de trabajo.

Se comprobó nuevamente la reproducción de las trayectorias por medio de Matlab ahora considerando las distancias de separación del mecanismo respecto al paciente de acuerdo al concepto final. En la Figura 6.22 se ejemplifica el seguimiento de la trayectoria del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con una posición fija de la cadera (ejercicio B) donde se observan tres de las posiciones que ahora adopta el mecanismo al realizar la reproducción de la trayectoria considerando su distancia de separación respecto al paciente.

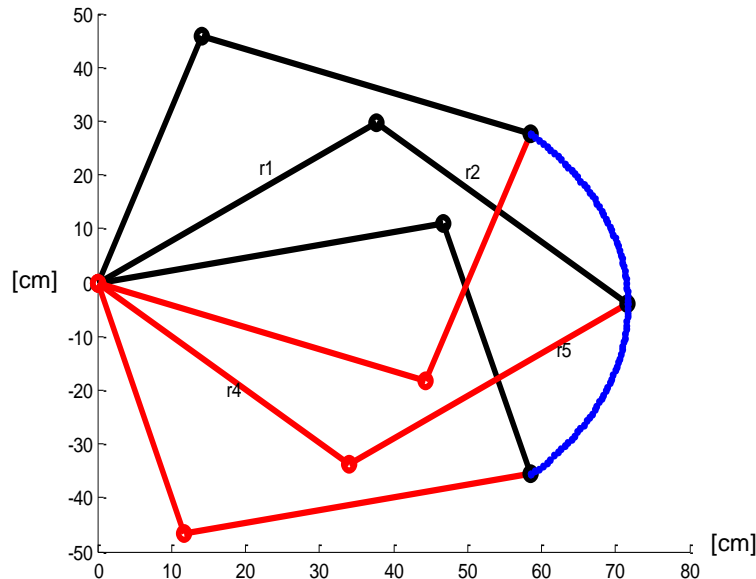


Figura 6.22 Mecanismo siguiendo la trayectoria de flexoextensión de la rodilla con cadera fija (ejercicio B) considerando la distancia de separación respecto al paciente.

6.12 Componentes comerciales

En esta sección se presenta los componentes que serán utilizados para el diseño CAD del mecanismo en el software Inventor y para su posterior fabricación.

6.12.1 Barras

El peso de una pierna humana corresponde a aproximadamente un 16% del peso total del cuerpo [88] y considerando que el peso más alto en México perteneciente al percentil 95 es de aproximadamente 90.8 kg [83], se tiene que el peso máximo de la pierna (pmp) es de:

$$\text{pmp} = 0.16 \cdot 90.8 = 14.528 \text{ kg.}$$

Considerando que los dos brazos del mecanismo soportarán como máximo un peso aproximado de 15kg y buscando fácil acceso a los materiales de construcción, bajos costos y robustez se seleccionó, para las barras del mecanismo, perfil de aluminio tipo bosch serie 28 número 12-028 (ver Figura 6.23) que soporta un máximo de

24.48kgf/mm² antes de sufrir deformación plástica [89], cada eslabón o barra del mecanismo tendrá una dimensión máxima de 0.48m y el peso del material es de 0.81kg por metro. Este perfil es de fácil adquisición y tiene un precio accesible, al manejarse un perfil prediseñado se facilita en gran medida la construcción del mecanismo.

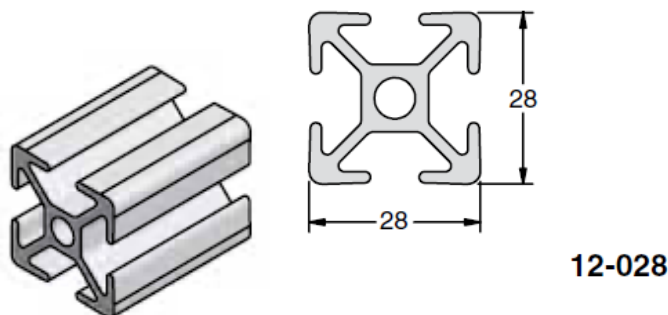


Figura 6.23 Forma del perfil tipo Bosch series 28 No 12-028 [89].

Para la construcción de la estructura base, se eligió un perfil Bosch serie 40 número 11-040 (ver Figura 6.24), que tiene mayor grosor, ya que la base tendrá que soportar el peso de la pierna del paciente más el peso de todo el mecanismo incluidos los actuadores.

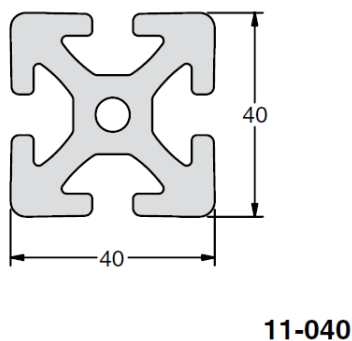


Figura 6.24 Forma del perfil tipo Bosch series 40 No 11-040 [89].

6.12.2 Articulaciones

El mecanismo 5 barras será articulado usando rótulas comerciales 23-015B (Figura 6.25), diseñadas para ser ensambladas en el tipo de perfil usado para las barras, estas articulaciones manejan un ángulo de movimiento de aproximadamente 180° y toleran una fuerza de 76kgf.

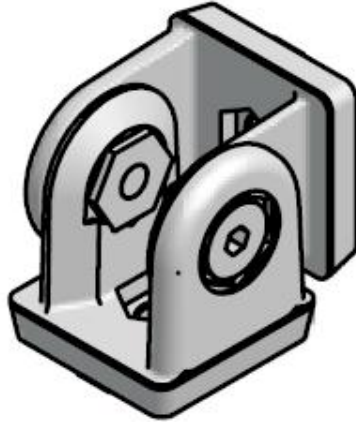


Figura 6.25 Articulación que se empleará en mecanismo (Rótula 23-015B) [89].

6.12.3 Actuadores

La carga en el efector final de mecanismo 5 barras se calculó considerando la pierna como una barra con dos apoyos fijos (ver Figura 6.26), uno corresponde a la cadera (A) y el otro (B) representa al pie que está fijo sobre el efector final del mecanismo, y considerando el peso máximo de la pierna como una fuerza vertical (P) aplicada en el centro de la barra.

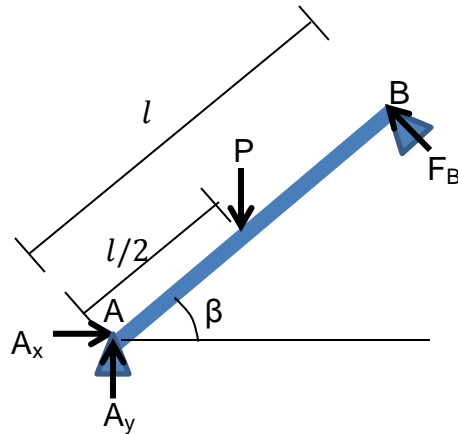


Figura 6.26 Representación de la pierna como una barra con dos apoyos.

Del equilibrio de momentos de la figura 6.26:

$$\sum M_A = 0$$

$$P \left(\frac{l}{2} \right) \cos \beta + F_B(l) = 0$$

$$F_B = \frac{P \left(\frac{l}{2} \right) \cos \beta}{l}$$

Ecuación 6.24

La carga máxima en el efector final del mecanismo ocurre cuando la pierna está extendida horizontalmente ya que la fuerza F_B depende del ángulo β y en esta postura β toma el valor de cero 0 obteniéndose así el máximo valor del coseno de este ángulo en la ecuación 6.24, obteniéndose que:

$$F_{B\text{máxima}} = \frac{142.4710 \text{ N} \left(\frac{0.96\text{m}}{2} \right) \cos(0)}{0.96\text{m}} = 71.2355\text{N} = 7.2640 \text{ Kg}$$

En el caso de la carga máxima la dirección de la fuerza F_B es vertical al plano, teniendo componente sólo en y .

Se emplearon actuadores lineales Electra 1 S24-09A4-06 [90] (Figura 6.27) con una capacidad de 11.339kg. De acuerdo a la carga máxima que tendrá el efector final del mecanismo, un actuador en el peor de los casos tendría que soportar la carga de 7.2640 kgf más el peso del mecanismo que es aproximadamente 1.6 kgf (ver curvas de corriente de los motores con la carga máxima tolerada en la sección 10.5)



Figura 6.27 Actuador lineal Electra 1 S24-09A4-06 [90].

El émbolo del actuador tiene una longitud de 15.24cm y debe alimentarse a 24Vdc. La salida y entrada del émbolo se realiza con un tornillo sin fin y tiene una velocidad de 1.524cm/s, el modelo seleccionado tiene switches internos para limitar el máximo de

distancia que puede entrar y salir el émbolo El actuador trabaja a 3.0A máximos con carga nominal.

6.13 Diseño CAD en Inventor

En diseño CAD del mecanismo fue realizado en el software de diseño asistido Inventor considerando la selección de los componentes que se emplearán en la construcción.

6.13.1 Piezas

A continuación se presentan los dibujos CAD empezando por la presentación de las piezas y luego de ensamble del dispositivo. Los dibujos fueron realizados con las dimensiones reales y usando las componentes de fabricación. En la Figura 6.28 se aprecia la estructura base que sostiene los componentes del mecanismo; en la Figura 6.29 la camilla donde se ubicará el paciente con las dimensiones ya mencionadas y en la Figura 6.30 el simulador del paciente con dimensiones reales correspondientes a la población mexicana.

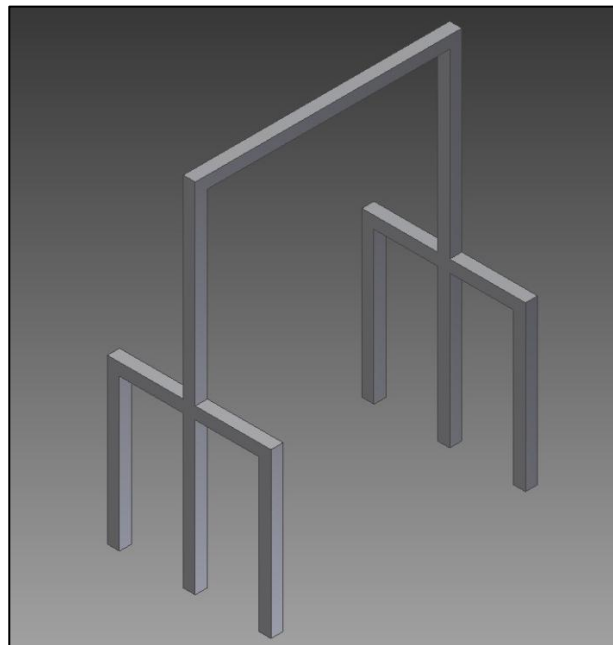


Figura 6.28 Base del dispositivo.

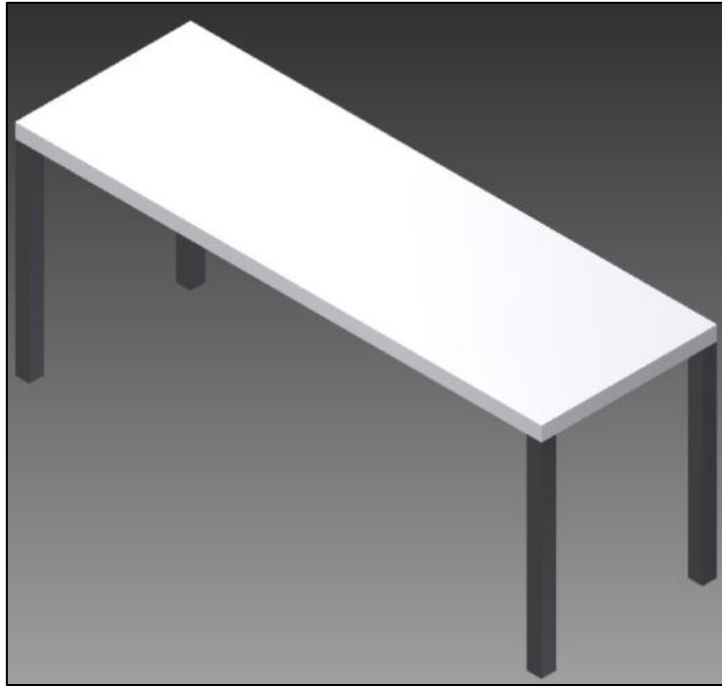


Figura 6.29 Dibujo CAD de la camilla para acostar al paciente.

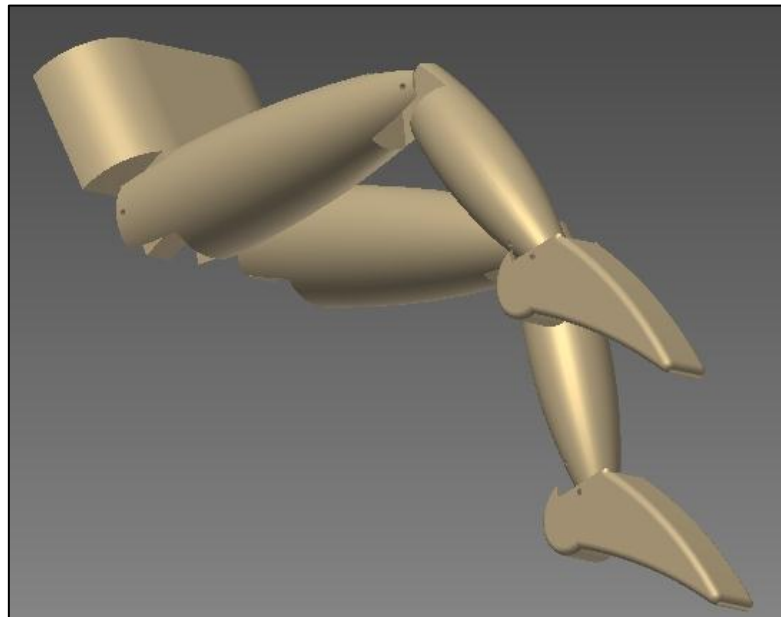


Figura 6.30 Dibujo CAD del simulador del paciente.

En la Figura 6.31 se presenta el dibujo de la rótula empleada para articular los brazos del mecanismo 5 barras, una articulación debe sujetar el brazo en la base y otra hace la unión entre los dos eslabones móviles del brazo.

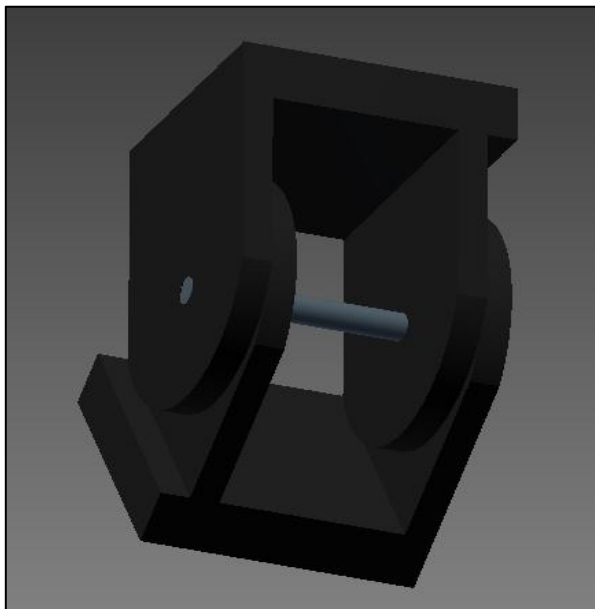


Figura 6.31 Dibujo CAD de la articulación del mecanismo (Rótula 23-015B).

En la Figura 6.32 se puede apreciar el dibujo CAD del actuador lineal Electra 1.

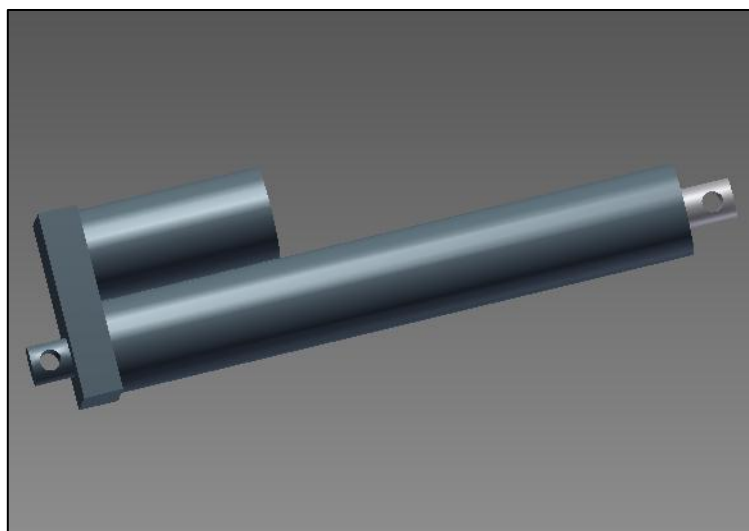


Figura 6.32 Dibujo CAD del actuador lineal Electra 1 S24-09A4-06.

6.13.2 Ensamble

La Figura 6.33 muestra el ensamble del brazo del mecanismo, en la figura se puede apreciar que los dos eslabones se unen por medio de la articulación rotacional pero los cortes de cada eslabón son de 45° , este arreglo se hizo con el fin de aprovechar los 180° de giro que tiene la articulación en la configuración rodilla arriba o rodilla debajo de cada brazo del mecanismo.



Figura 6.33 Dibujo CAD de uno de los brazos articulados del mecanismo.

En la Figura 6.34 se muestra el ensamble total de todo el mecanismo, como se puede observar hay una separación en el eje horizontal de los dos brazos, una separación de 20cm con el objetivo de ubicar en medio de los dos brazos la pierna del paciente. Uno de los actuadores sujeta por arriba el brazo derecho del mecanismo y el otro sujeta por abajo el brazo izquierdo del mecanismo, también se puede observar que el brazo derecho está sujeto a la base a 45° grados respecto al brazo izquierdo, este arreglo fue realizado de acuerdo a la movilidad de cada brazo observada en las simulaciones de los ejercicios. Los actuadores están sujetos a la base por medio de otros soportes para poder darle la orientación requerida. La configuración del brazo derecho solo permite la formación de ángulos negativos en eslabón secundario respecto al eslabón primario y la configuración del brazo izquierdo solo permite la formación de ángulos positivos en el eslabón secundario respecto al primario. Entiéndase como eslabones secundarios los que van unidos al efector final y eslabones primarios a los que van unidos a la base.

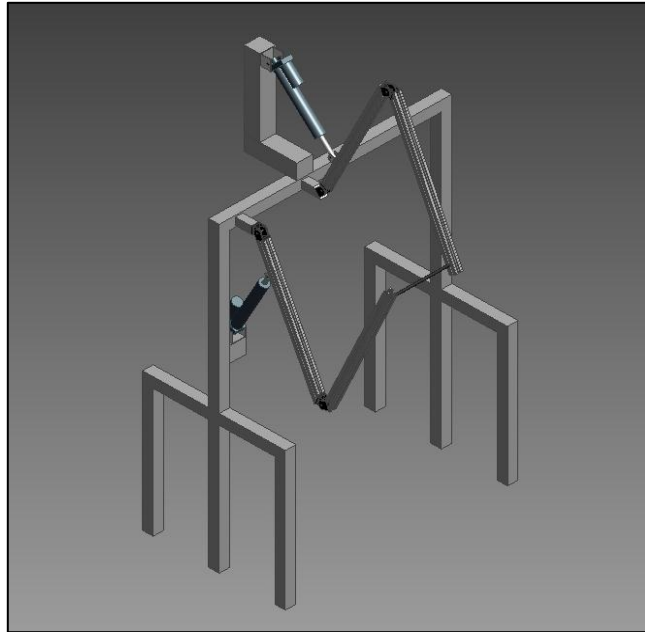


Figura 6.34 Dibujo CAD del mecanismo.

En la Figura 6.37, Figura 6.38, Figura 6.39 y Figura 6.40, se aprecian algunas posiciones que adopta el mecanismo.

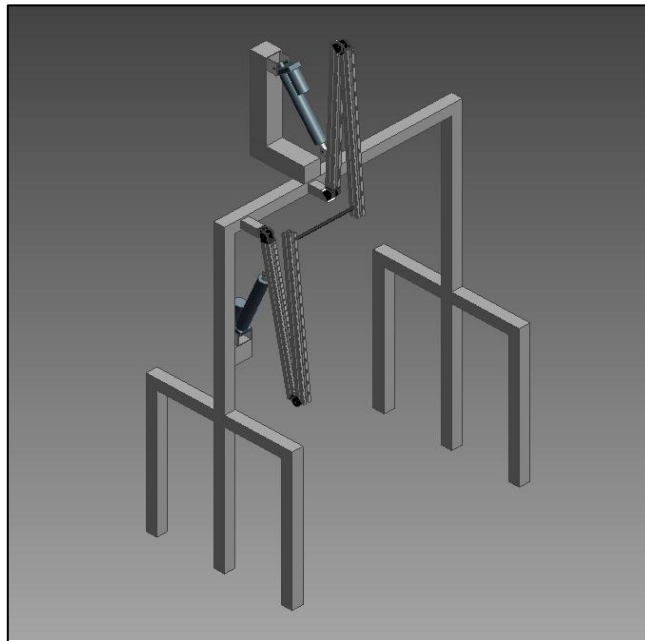


Figura 6.35 Dibujo CAD del mecanismo contraído.

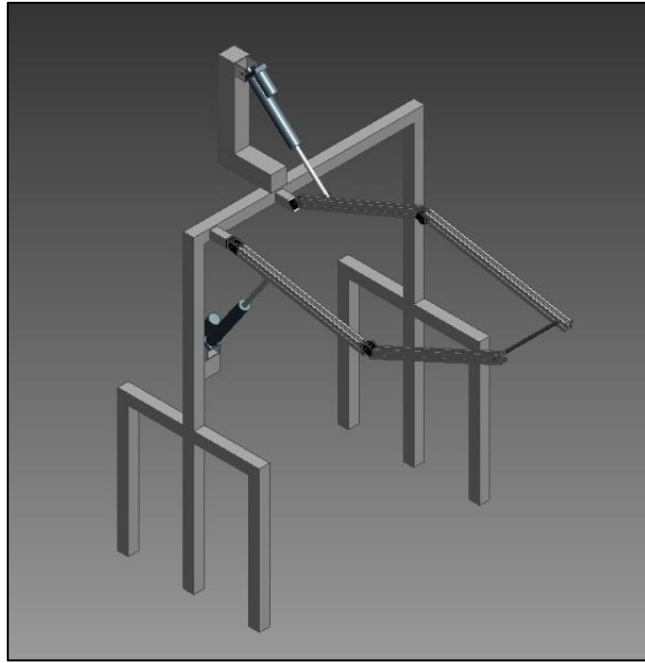


Figura 6.36 Dibujo CAD del mecanismo extendido.

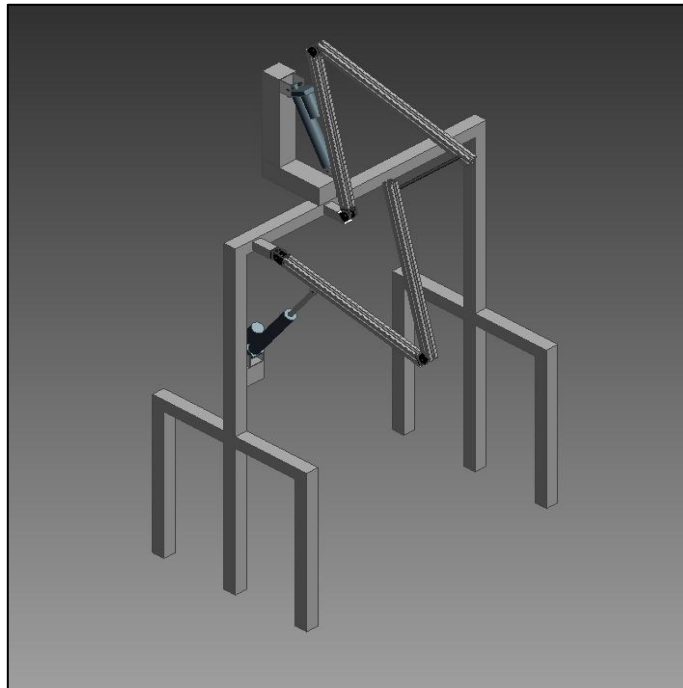


Figura 6.37 Dibujo CAD del mecanismo con el efector final hacia arriba.

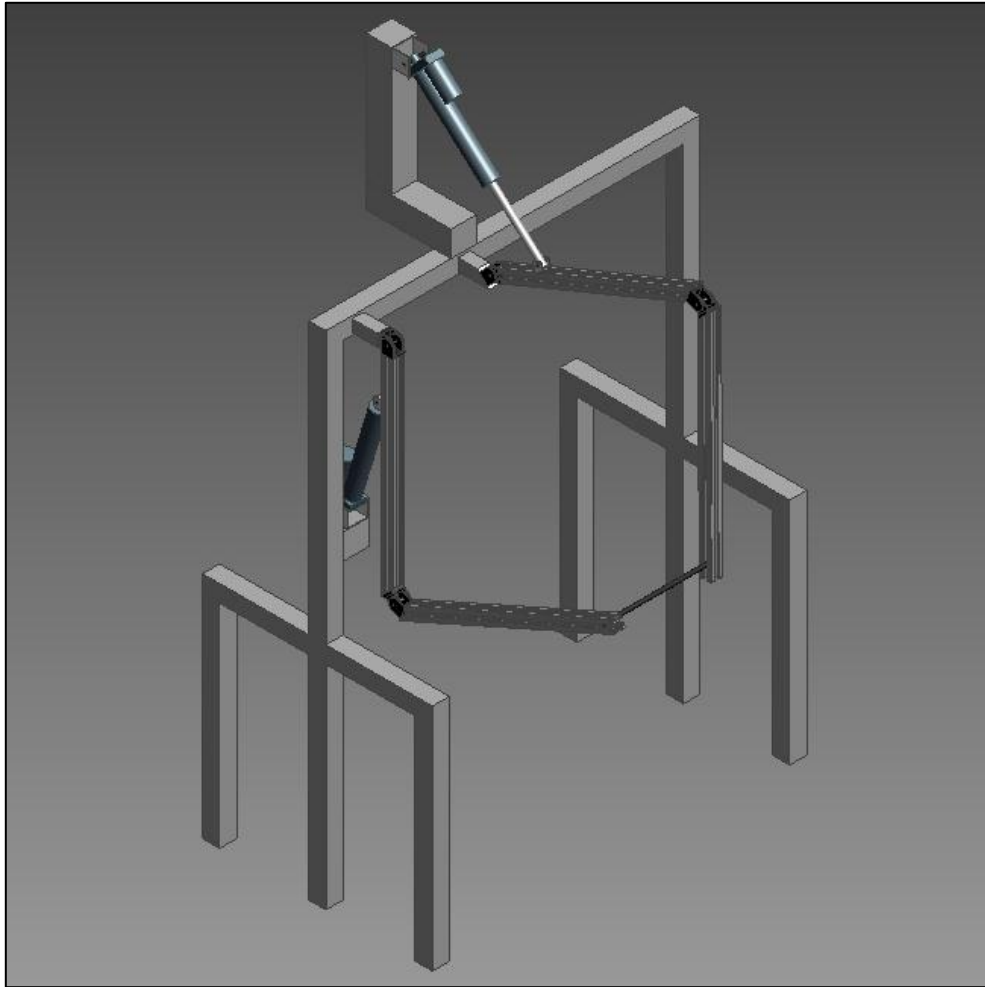


Figura 6.38 Dibujo CAD del mecanismo con el efector final hacia abajo.

6.13.3 Pruebas con el maniquí simulador

En la Figura 6.39 se puede ver la forma como es ubicada la pierna del simulador del paciente en el mecanismo en vista desde la esquina y en Figura 6.40 en vista lateral. Para usar el mecanismo, se debe deslizar la base a lo largo de la camilla en la posición que se considere conveniente, en seguida se ubica el paciente sobre la camilla y abajo del mecanismo, y la pierna debe ser sujeta al efector final del mecanismo.

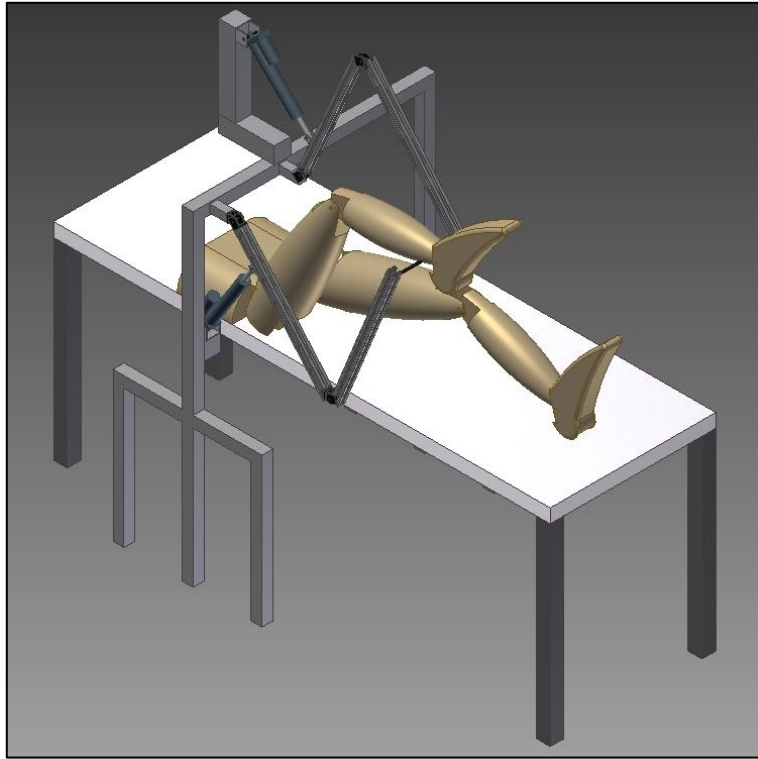


Figura 6.39 Dibujo CAD del mecanismo sujetando la pierna del paciente. Vista desde esquina.

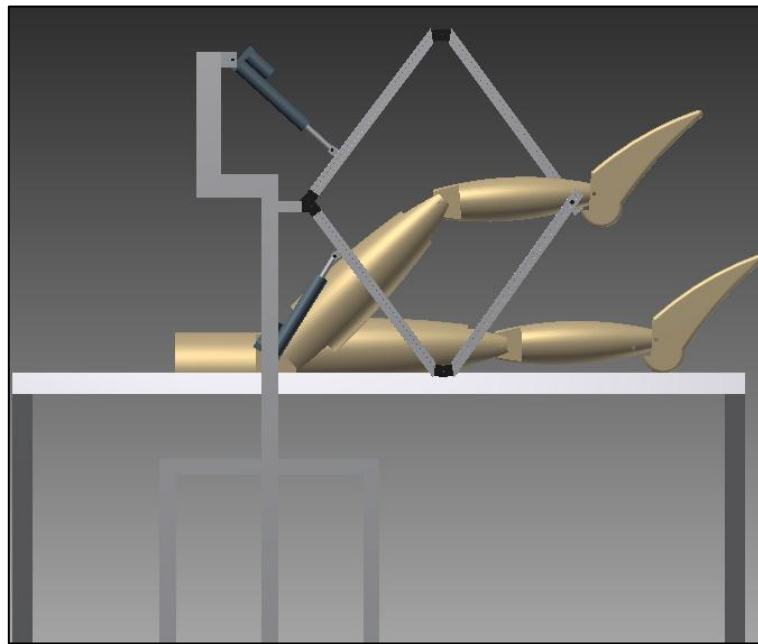


Figura 6.40 Dibujo CAD del mecanismo sujetando la pierna del paciente. Vista lateral.

Se verificó la movilidad del mecanismo, provocando la flexoextensión de la pierna en diferentes posiciones y de acuerdo a los ejercicios. En la Figura 6.41 se detallan cuatro posiciones diferentes del mecanismo, en la parte superior izquierda el dispositivo contrae la pierna del paciente, en la parte superior derecha el dispositivo ubica la pierna del paciente a 45° respecto a la camilla, en la inferior izquierda se ubica al paciente se contrae a la mitad la pierna y en la figura inferior derecha se extiende la pierna del paciente y se eleva.

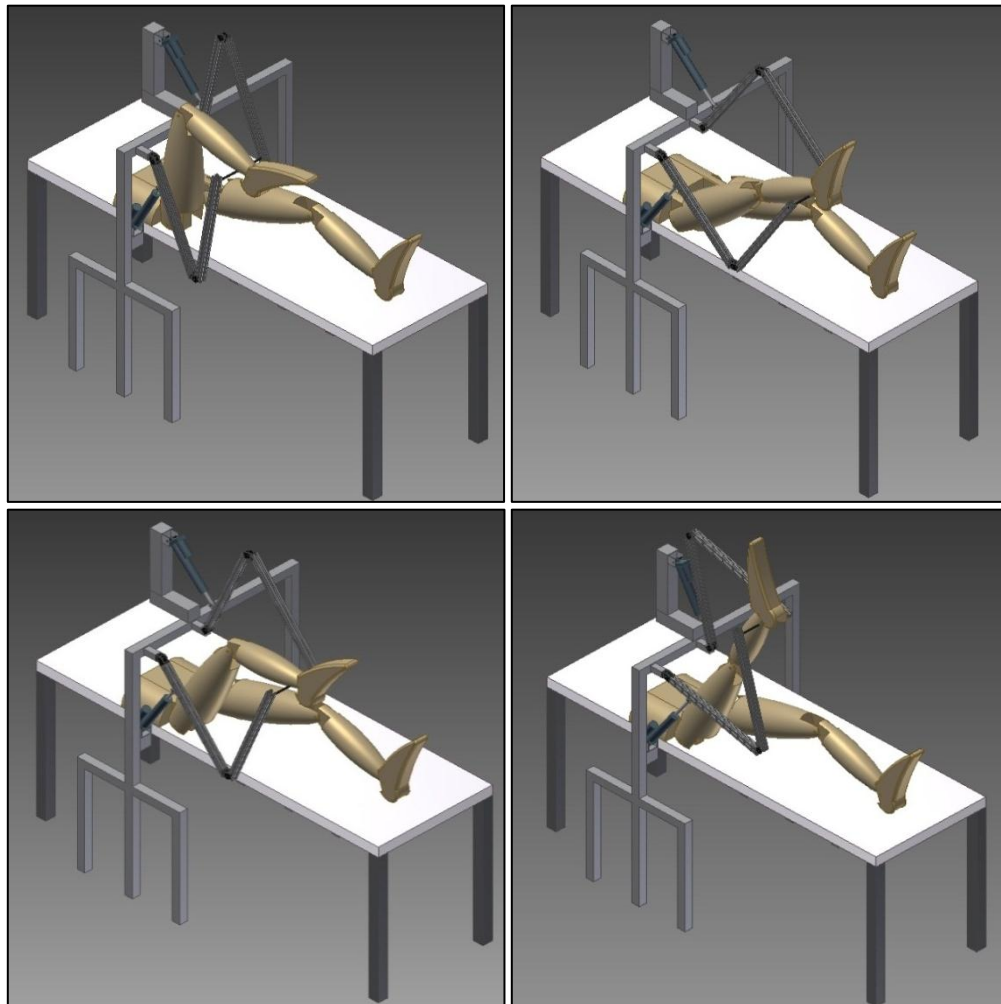


Figura 6.41 Cuatro posiciones diferentes adoptadas por el mecanismo sujetando la pierna del paciente.

7 CONTROLADOR

En este capítulo se detallaran los componentes comerciales empleados para la construcción e implementación de los circuitos de control y la construcción y prueba del gabinete de control.

7.1 Componentes comerciales

7.1.1 Sensores

Debido a que se empleará un actuador lineal, es necesario el uso de un sensor para recibir la posición de las articulaciones activas del mecanismo 5 barras y de esa manera cerrar el lazo de control. En este caso se usará el encoder incremental de cuadratura ATM102-V 3708 (Figura 7.1), este tipo de encoder maneja niveles TTL y permite identificar el sentido del giro y una posición de inicio.



Figura 7.1 Imagen del sensor de posición (encoder incremental ATM 102-V 3708).

La resolución del ATM 102 puede ser configurada de 48 a 2048 PPR por medio un DIP Switch a disposición de 16 opciones como se muestra en la Figura 7.2.

0 = On, 1 = Off					
Resolution (PPR)	Maximum RPM	4	3	2	1
2048	7500	1	1	1	1
1000	7500	1	1	1	0
800	7500	1	1	0	1
384	7500	1	1	0	0
1024	15000	1	0	1	1
500	15000	1	0	1	0
400	15000	1	0	0	1
192	15000	1	0	0	0
512	30000	0	1	1	1
250	30000	0	1	1	0
200	30000	0	1	0	1
96	30000	0	1	0	0
256	30000	0	0	1	1
125	30000	0	0	1	0
100	30000	0	0	0	1
48	30000	0	0	0	0

DIP switch:
Example setting: 500

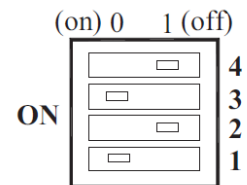


Figura 7.2 Diferentes posibles resoluciones del encoder ATM 102 configurando el DIP switch.

El ATM 102 ofrece 9 diferentes opciones de montaje sobre el eje dependiendo del diámetro y dos bases diferentes para ser fijado. La exactitud depende de la resolución a la que sea configurado.

7.1.2 Tarjeta de control del movimiento

Para el control del dispositivo de rehabilitación se armó un gabinete de control conformado por tarjetas PIC-SERVO SC Motion Control board (Figura 7.3) [91]



Figura 7.3 Imagen de la tarjeta de control de posición PIC-SERVO SC Motion Control board [91].

Características generales de la tarjeta PIC-SERVO:

Esta tarjeta permite el control de movimiento de servo motores de DC con encoders incrementales, incluyendo un perfil trapezoidal y un soporte para coordinar varios ejes.

Tiene un amplificador LMD18200 (puente H) que maneja 3A continuamente y 6A pico, entregando voltajes de 12 hasta 48Vdc.

Tiene protección para sobrevoltajes y sobrecorrientes.

Puede entregar señales PWM que requieren amplificador externo.

Tiene un interfaz serial de comunicación RS 485

Posee un software para test y ejemplos en código C y Basic C++ para el desarrollo de interfaces.

La tarjeta PIC-SERVO requiere de una interfaz de comunicación, para lo cual se usó la tarjeta SSA 485 (Figura 7.4).



Figura 7.4 Imagen de la Interfaz de comunicación SSA- 485 [91].

Para controlar un motor se requiere la configuración entre la interfaz de comunicación y la PIC-SERVO mostrada en la Figura 7.5.

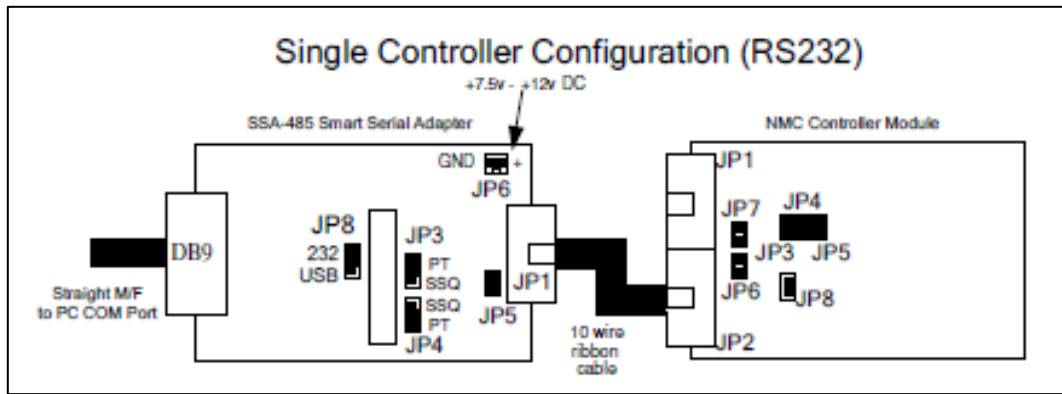


Figura 7.5 Configuración de las tarjetas para controlar un solo motor [91].

Para controlar la posición de más de dos motores se requiere la configuración entre la interfaz de comunicación y las tarjetas PIC-SERVO mostrada en la Figura 7.6.

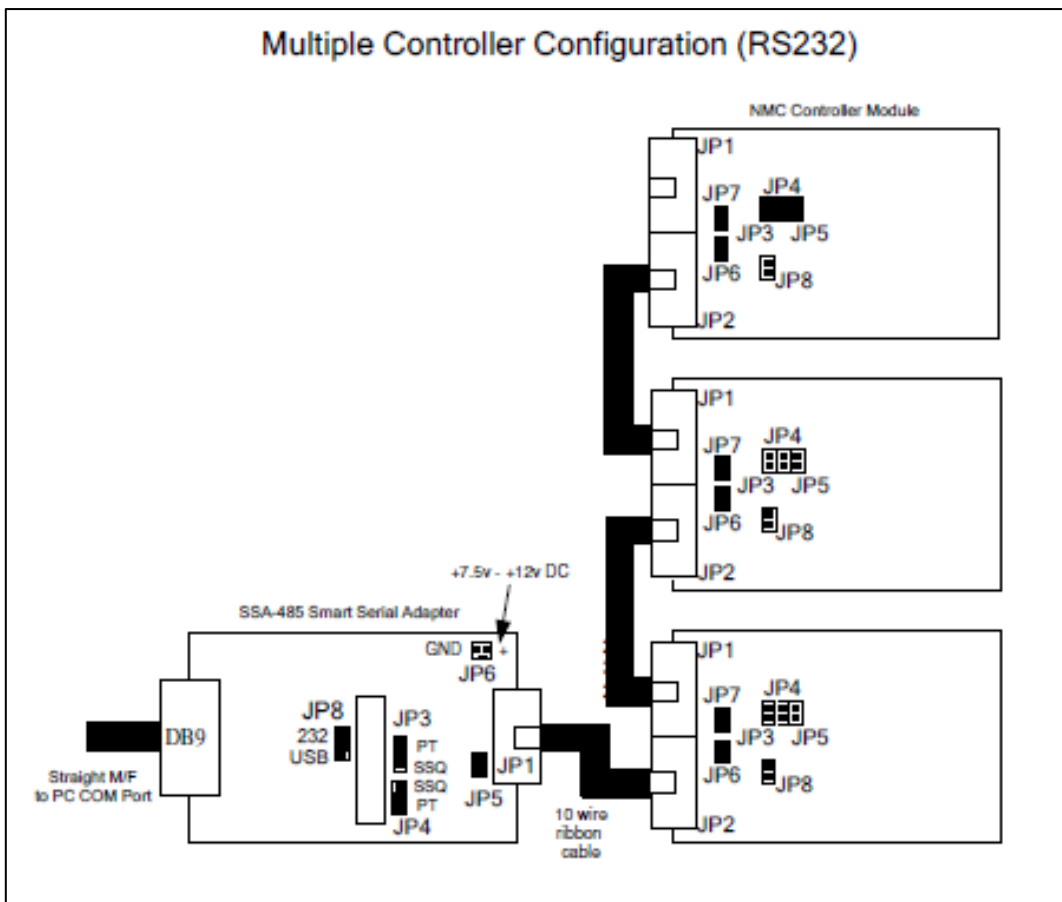


Figura 7.6 Configuración de las tarjetas para controlar varios motores [91].

Los sensores y motores se deben conectar a las tarjetas PIC-SERVO según la lista de conexiones de los pines de entrada a conector P1 DB15 macho (Figura 7.7).

Motor Connector P1 - DB15 Male	
<i>Pin</i>	<i>Definition</i>
1	Motor Output (M+)
2	Motor Output (M+)
3	LED power - pulled up to 5v with a 330 ohm resistor (for use with opto-interrupt type switches)
4	Limit Switch 1 (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
5	Encoder Channel A (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
6	Encoder Channel B (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
7	Limit Switch 2 (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
8	Encoder Index (pulled up to 5v with a 4.7k resistor)
9	Motor Output (M-)
10	Motor Output (M-)
11	GND
12	GND
13	GND (supplied to encoder)
14	+5v (supplied to encoder)
15	GND

Figura 7.7 Pines de conexión de la tarjeta PIC-SERVO [91].

Los requerimientos para montar todo el sistema del control de movimientos son:

- Tarjeta PIC-SERVO.
- Interfaz de comunicación Z232-485.
- Motores 48Vdc, 3A continuos con encoder con niveles TTL.
- Fuentes de alimentación para los motores de 12 a 48 Vdc max.
- Fuente de alimentación para la tarjeta PIC-SERVO de 7.5 a 12 Vdc, 500ma.
- Cable DB15 para conexión del motor y el encoder.
- Cable plano de 10 hilos para conexión entre tarjetas.
- PC con windows.
- NMCTest para windows 95/98/2000/NT/XP.
- Ejemplo código Basic C++.

7.2 Construcción y prueba del controlador

Cumpliendo con los requerimientos expuestos en la sección 7.1.2 se conectaron los circuitos y componentes del controlador para iniciar con las pruebas de funcionamiento (ver Figura 7.8) para dos motores.

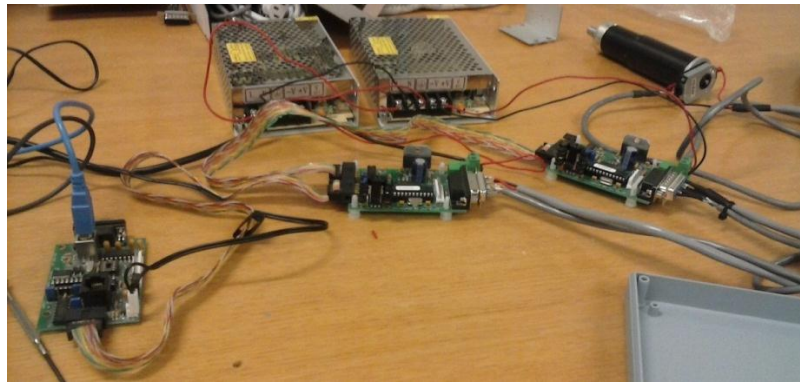


Figura 7.8 Fotografía de la pruebas de los circuitos de control.

Luego de verificar conexiones se inició la prueba de funcionamiento con la ejecución del programa de prueba NMCTest y se seleccionó el puerto que correspondía a la conexión de las tarjetas (Figura 7.9).

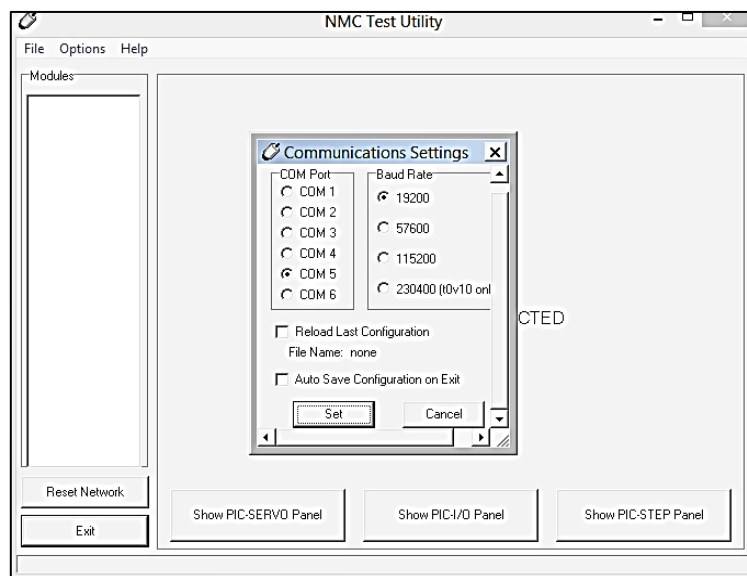


Figura 7.9 Ventana donde se selecciona el puerto de comunicación con el computador.

El programa reconoció los dos módulos PIC-SERVO (Figura 7.10).

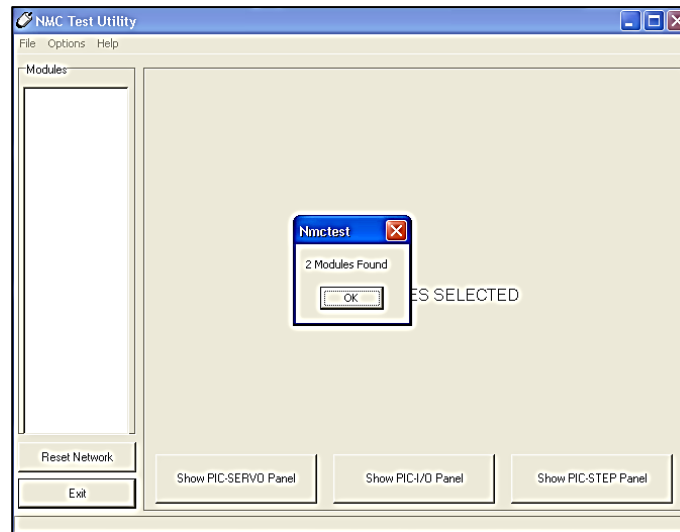


Figura 7.10 Ventana que indica cuantos módulos PIC-SERVO fueron detectados.

Como aparece en la Figura 7.11 la pantalla de test permitió el acceso al control de prueba de los dos motores, la prueba consistió en leer la posición de dos motores y enviarlos a diferentes posiciones, comprobando de esta manera el funcionamiento del controlador.

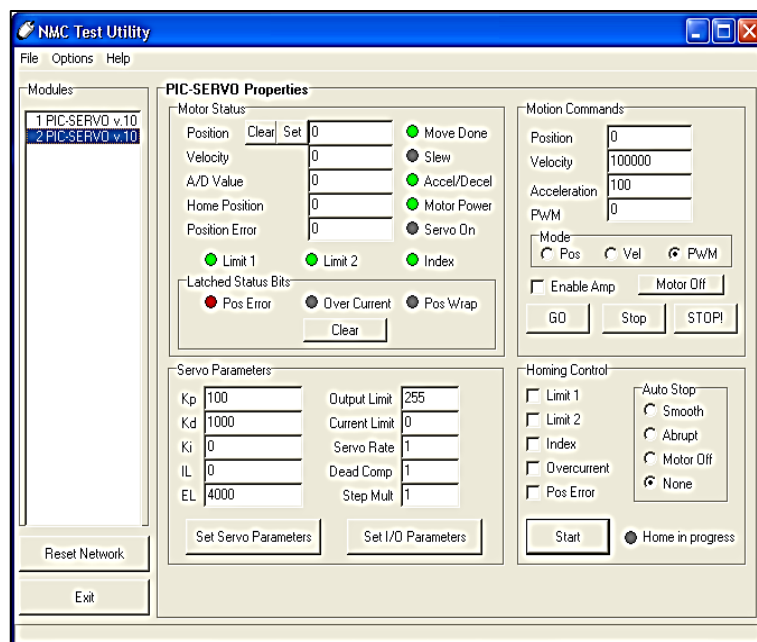


Figura 7.11 Ventana de acceso al control de los dos motores.

Finalizadas las pruebas con el NMCTest se realizó el montaje de los circuitos en un gabinete como se observa en la Figura 7.12, donde se comprobaron nuevamente las conexiones y el reconocimiento de los dos módulos PIC-SERVO.



Figura 7.12 Fotografía del gabinete de control.

8 CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO

En este capítulo se presenta el montaje del mecanismo 5 barras, el montaje de los sensores de posición, el montaje de los motores y la integración del mecanismo y el controlador.

8.1 Montaje del mecanismo 5 barras

8.1.1 Ensamble de las piezas

Finalizado el diseño mecánico, se compraron los componentes y se ensamblaron las piezas para el montaje del mecanismo 5 barras sobre la base. Primero se ensamblaron las articulaciones a las barras para formar los brazos del mecanismo (Figura 8.1) y la base del mecanismo.



Figura 8.1 Fotografía de la articulación intermedia de un brazo del mecanismo.

Ya armados los brazos del mecanismo, se ensamblaron sobre la base, donde el efector final fue fijado a la pierna del maniquí que simula un paciente (Figura 8.2).

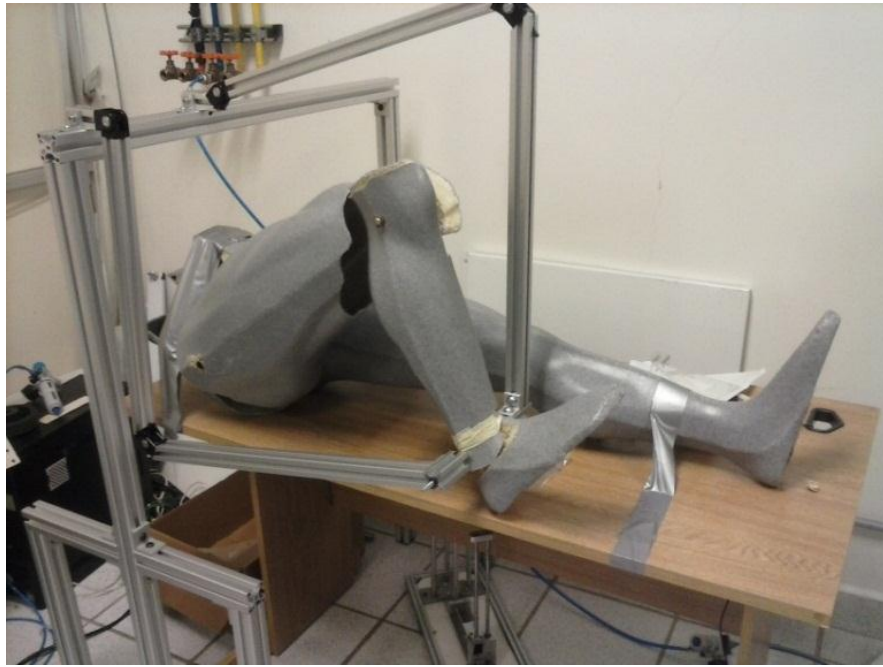


Figura 8.2 Fotografía del montaje del mecanismo para la rehabilitación de la rodilla.

En las siguientes figuras podemos ver con más detalle algunos de los montajes del mecanismo. La Figura 8.3 muestra la unión entre los brazos del mecanismo a los soportes de la estructura base y la separación entre los dos brazos.



Figura 8.3 Fotografía de la unión de los brazos del mecanismo a la base.

En la Figura 8.4 se puede ver el brazo izquierdo del mecanismo 5 barras que tiene la configuración codo abajo.



Figura 8.4 Fotografía del brazo izquierdo del mecanismo.

En la Figura 8.5 se puede observar el brazo derecho del mecanismo, que tiene la configuración codo arriba.



Figura 8.5 Fotografía del brazo derecho del mecanismo.

En la Figura 8.6 se detalla la separación entre los dos brazos del mecanismo 5 barras, con la separación suficiente para el ancho de la pierna.

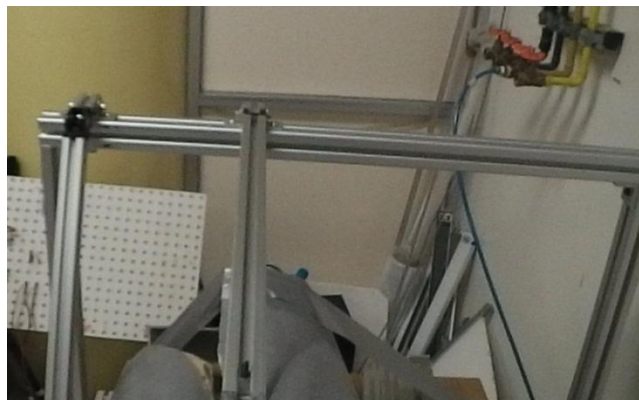


Figura 8.6 Fotografía de la separación entre los brazos del mecanismo.

8.1.2 Prueba de movilidad

Antes de realizar el montaje de los motores se verificó la movilidad del mecanismo ejecutando cada uno de los ejercicios de rehabilitación en el maniquí (Figura 8.7, Figura 8.8, Figura 8.9, Figura 8.10).



Figura 8.7 Fotografías del mecanismo al aplicar la elevación de la pierna extendida (ejercicio A).



Figura 8.8 Fotografías del mecanismo al aplicar la flexoextensión de la rodilla con cadera fija (ejercicio B).



Figura 8.9 Fotografía del mecanismo al aplicar la trayectoria lineal (ejercicio C).



Figura 8.10 Fotografía del mecanismo al aplicar el ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión en rodilla y cadera. (Ejercicio D).

Finalmente, se comprobó que el mecanismo permitía la movilidad requerida para cada uno de los ejercicios propuestos.

8.2 Montaje de los sensores de posición

Para realizar el montaje de cada encoder sobre las dos articulaciones activas de cada brazo del mecanismo, se fijó un eje metálico a una placa que se montó sobre el extremo de la articulación que va a la base, de manera que el eje metálico se mantiene fijo y alineado con el eje de rotación de la articulación, por medio de otra placa se fijó el encoder al extremo de la articulación que va al eslabón primario, de esta forma el encoder gira alrededor del eje metálico mientras el eje metálico se mantiene inmóvil (ver Figura 8.11 y Figura 8.12).



Figura 8.11 Fotografía del montaje del encoder en la articulación activa del brazo de derecho del mecanismo.

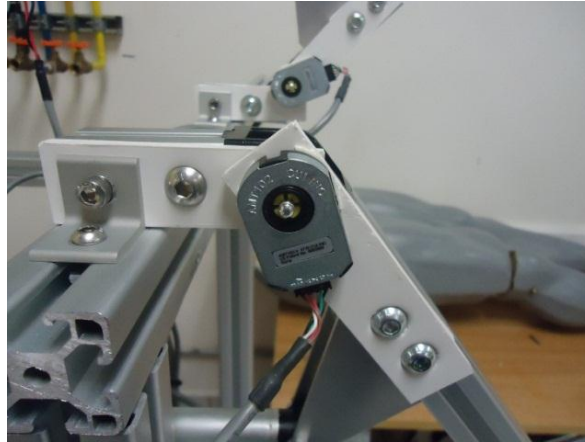


Figura 8.12 Fotografía del montaje del encoder en la articulación activa del brazo izquierdo del mecanismo.

Se seleccionó una de las resoluciones más altas del encoder, 1000 PPR, para cada encoder, de este modo se obtienen 4000 cuentas por vuelta, correspondientes a 11.11 cuentas por grado de movimiento de cada articulación.

8.3 Montaje de los motores

Uno de los motores se ubicó en la parte superior de la base sobre un soporte en forma L, unido por medio de dos ménsulas. Al igual que la base, los soportes fueron armados con perfil Bosch. Tal como se observa en la Figura 8.13, el motor superior se encarga de mover el brazo derecho del mecanismo, cuando el émbolo del motor sale el brazo se desplaza en sentido horario y cuando el émbolo entra el brazo se desplaza en sentido antihorario.

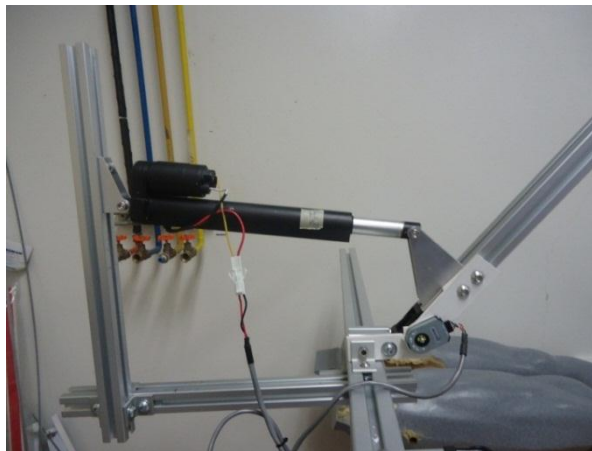


Figura 8.13 Fotografía del montaje del motor del brazo derecho del mecanismo.

El segundo motor fue ubicado en la parte inferior de la base sobre un soporte y por medio también de dos ménsulas, éste se encarga de mover el brazo izquierdo del mecanismo (ver Figura 8.14), cuando el émbolo del motor sale el brazo izquierdo se desplaza en sentido antihorario y cuando el émbolo entra el brazo izquierdo se desplaza en sentido horario. Los motores fueron ubicados de manera que se aprovechara al máximo la carrera de cada émbolo de cuerdo a los ángulos de movimiento requeridos.

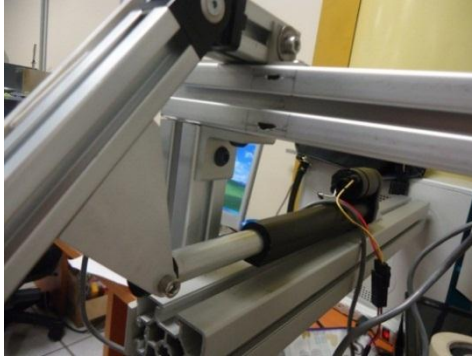


Figura 8.14 Fotografía del montaje del motor del brazo izquierdo del mecanismo.

De esta manera se finalizó el montaje del mecanismo junto con los sensores y los motores lineales, en la Figura 8.15 se observa una fotografía del mecanismo con los motores y sensores ya montados.



Figura 8.15 Fotografía del mecanismo con los sensores y los motores montados.

8.4 Integración del mecanismo y el controlador

Luego de realizado el montaje del mecanismo 5 barras, los sensores de posición y los motores, se integró el controlador al mecanismo (ver Figura 8.16) por medio de la conexión de los sensores y los cables de alimentación de los motores a los conectores P1 de cada tarjeta PIC-SERVO, tal como se describió en el capítulo 7 dedicado al controlador.

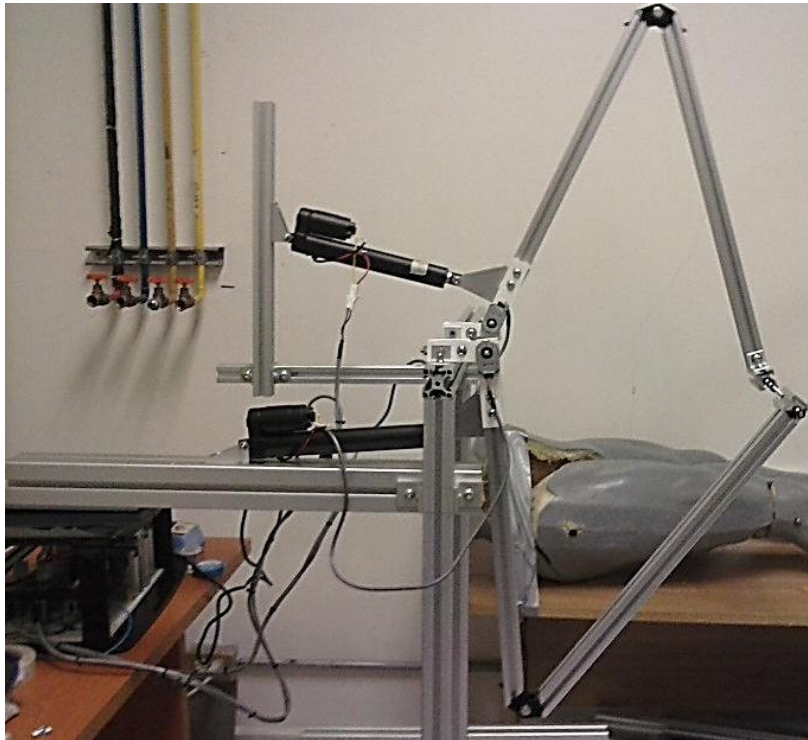


Figura 8.16 Fotografía del mecanismo conectado al controlador.

Al integrar el controlador al mecanismo se empleó nuevamente el programa de prueba NMCTest con el cual se verificó que se realizara la lectura del encoder y el control de la posición, velocidad y aceleración de los actuadores modificando cada uno de estos parámetros.

9 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE DE CONTROL

Se diseñó e implementó un software de control en Visual C++. El software ofrece una interfaz gráfica de usuario creada en Visual C++ que permite la comunicación con el controlador, el control del dispositivo en modo articular o cartesiano y ejecutar los ejercicios A, B, C y D. El lazo de control es cerrado por medio de la lectura del encoder ubicado en cada articulación activa del mecanismo. En modo articular el dispositivo recibe la posición en cuentas que debe alcanzar en cada articulación activa del mecanismo; en el modo cartesiano el dispositivo recibe la posición que debe alcanzar en coordenadas X, Y (en mm) el efector final del mecanismo y por medio de la cinemática inversa de posición el software calcula la posición en cuentas.

La Figura 9.1 presenta la ventana de la interfaz gráfica del software de control. El botón "INICIAR CONEXIÓN USB" permite conectar el puerto de comunicación en el que se encuentra conectado el dispositivo y hacer el reconocimiento de los módulos PIC-SERVO del controlador, y el botón "Contraer" permite llevar automáticamente el dispositivo a una posición de cero que ocurre cuando los émbolos de cada motor están adentro.

Los botones del grupo "TIPO DE DESPLAZAMIENTO" permiten la selección del modo de control, articular o cartesiano, y la variación de la velocidad y la aceleración; los botones del grupo "DESPLAZAMIENTO ARTICULAR" se encargan del control articular del dispositivo, recibiendo la posición deseada en cuentas, y los botones del grupo "DESPLAZAMIENTO CARTESIANO" permiten asignar y almacenar la posición en X, Y deseada para el efector final del dispositivo, en este modo es llamada una función que contiene las ecuaciones del modelo geométrico inverso del mecanismo.

Los botones del grupo "EJECUCION DE EJERCICIOS" permite la reproducción de los ejercicios A, B, C y D de rehabilitación de la rodilla y el botón "Ubicar paciente" lleva el dispositivo a una posición cómoda para que la pierna del paciente pueda ser puesta sobre el efector final.

Al aparecer la ventana, solo se encuentran activos los botones "INICIAR CONEXIÓN USB" y "SALIR" (Figura 9.1), cuando se da inicio a la conexión se establece la comunicación con el controlador y en caso de ser satisfactoria la comunicación se activa el grupo "DESPLAZAMIENTO ARTICULAR" (ver Figura 9.2), de lo contrario se envía un mensaje de error. Después se debe asignar la posición de inicio del dispositivo, que corresponde a émbolos adentro, se ejecuta el movimiento y se da clic en "Reset". A partir de ese momento se puede ejecutar cualquier función de la ventana,

quedando por defecto en modo articular, el modo articular incluye la acción de “Contraer” los émbolos de los motores.

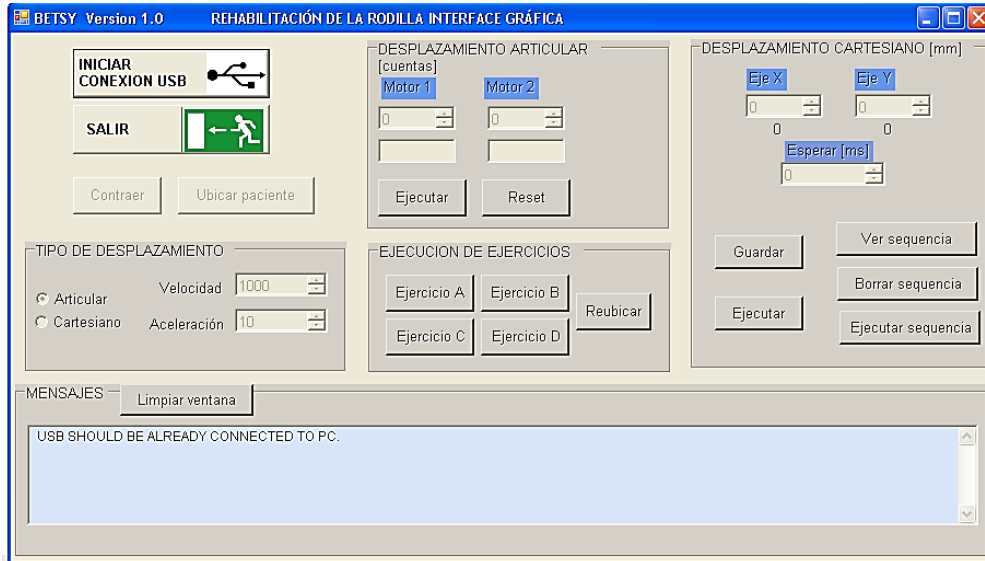


Figura 9.1 Ventana de la interfaz gráfica de usuario.

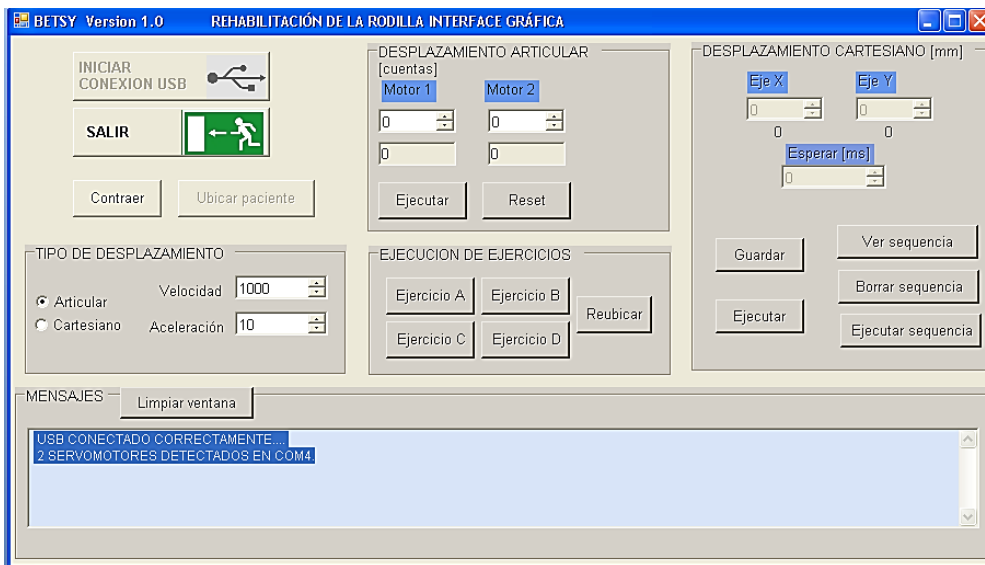


Figura 9.2 Interfaz gráfica de usuario con el modo articular activado.

En el modo cartesiano (Figura 9.3) se puede ejecutar el botón “Ubicar paciente” para que se disponga la pierna del paciente sobre el efector (en este caso el maniquí de

prueba), una vez ubicada la pierna se pueden ejecutar los ejercicios A,B,C,D. El botón “Reubicar” permite llevar la pierna del maniquí a una posición segura para iniciar con el siguiente ejercicio. Mientras se ejecuta cualquier acción en el dispositivo se deshabilitan todos los botones y se activan nuevamente al finalizar la acción.

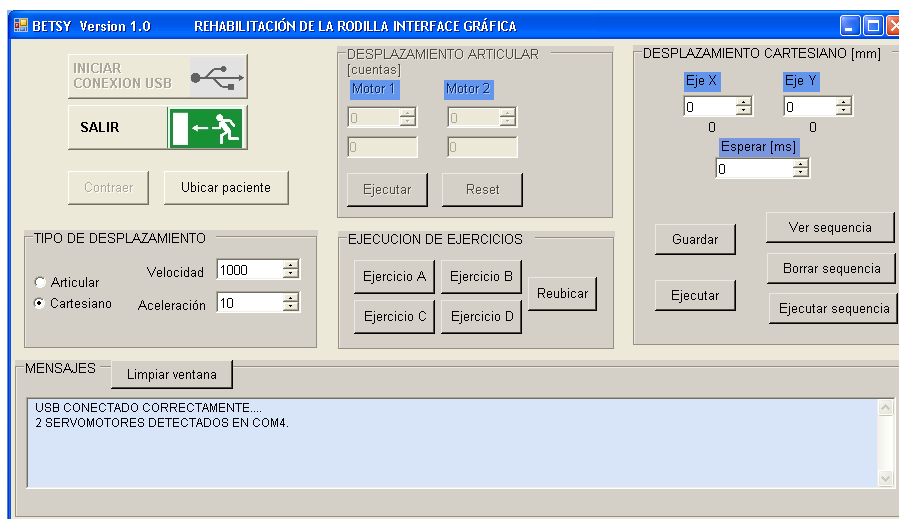


Figura 9.3 Interfaz gráfica de usuario con el modo cartesiano activado.

El software de control fue implementado en el dispositivo comprobándose el funcionamiento de cada uno de los botones de la interfaz gráfica de usuario, en la Figura 9.4 se puede apreciar junto al dispositivo el computador con la imagen del software en ejecución y en la Figura 9.5 se observan dos posiciones del mecanismo que fueron comandadas desde el software.



Figura 9.4 Fotografía de la implementación del software de control en el dispositivo de rehabilitación.



Figura 9.5 Fotografías de dos posiciones del mecanismo controladas desde el software de control.

10 VALIDACIÓN EXPERIMENTAL

En la validación experimental se realiza inicialmente una prueba de movilidad para verificar que el mecanismo no tenga impedimentos mecánicos para desplazarse a diferentes posiciones dentro del espacio de trabajo, posteriormente se comparan las trayectorias reproducidas por el dispositivo con las trayectorias deseadas, también se determina la velocidad máxima y la capacidad de carga del dispositivo para posteriormente estimar la rigidez y obtener las curvas de corrientes de los motores, reproduciendo los ejercicios con la carga máxima a una velocidad máxima. Se finaliza el capítulo con el cálculo de los parámetros de desempeño repetibilidad y exactitud.

10.1 Prueba de movilidad

La prueba de movilidad consistió en enviar el mecanismo a diferentes posiciones por medio del software de control, en modo articular y en modo cartesiano. Cada una de las posiciones alcanzadas por el dispositivo (Figura 10.1, Figura 10.2, Figura 10.3 y Figura 10.4) fueron ejecutadas en diferente orden con el fin de verificar que el efector final del mecanismo podía pasar de una posición a otra sin importar la posición en se encontrara anteriormente y sin impedimentos mecánicos.

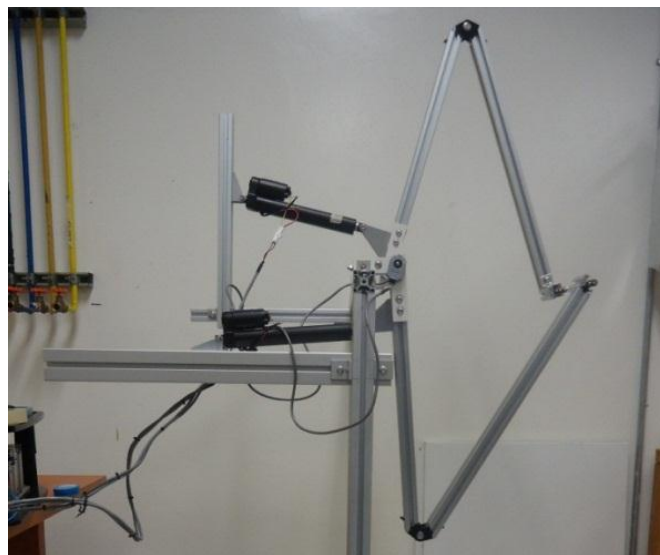


Figura 10.1 Fotografía del mecanismo con los émbolos de los actuadores contraídos (posición 1).



Figura 10.2 Fotografía del mecanismo con los brazos extendidos (posición 2).



Figura 10.3 Fotografía del mecanismo con el efector final dirigido hacia arriba (posición 3).



Figura 10.4 Fotografía del mecanismo con el efector final dirigido hacia abajo (posición 4).

El dispositivo pudo desplazarse a cualquiera de las posiciones en diferente orden sin que el orden de la secuencia presentara impedimentos mecánicos que afectaran su movilidad. En la sección 10.5 se muestran las curvas de corriente de los motores cuando el mecanismo sigue las trayectorias de rehabilitación con la carga máxima que tolera el dispositivo.

10.2 Reproducción de los ejercicios

Por medio del software de control, se reprodujeron las trayectorias de los ejercicios de rehabilitación seleccionados (A, B, C, y D), usando como paciente al maniquí articulado. En la Figura 10.5 se observa el dispositivo en la posición preparada para ubicar el paciente.



Figura 10.5 Fotografía del dispositivo de rehabilitación de la rodilla listo para la ubicación del paciente.

En las siguientes figuras se puede observar la reproducción de todos los ejercicios de rehabilitación programados (ejercicios A, B, C y D).



Figura 10.6 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A) en el maniquí.

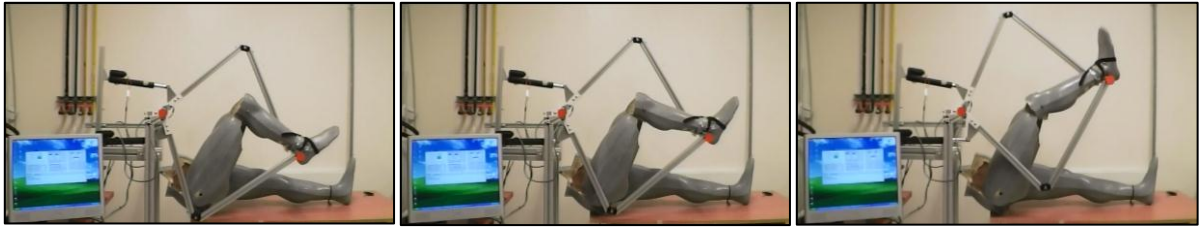


Figura 10.7 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de flexoextensión de la rodilla con una posición fija de la cadera (ejercicio B) en maniquí.



Figura 10.8 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C) en el maniquí.



Figura 10.9 Fotografías del dispositivo ejecutando el ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D) en el maniquí.

En la Figura 10.10 se puede observar el mecanismo reubicando la pierna del maniquí para alcanzar una posición más cómoda al iniciar la ejecución de un nuevo ejercicio.



Figura 10.10 Fotografías del dispositivo reubicando la pierna del maniquí para dar inicio a la ejecución de un nuevo ejercicio.

Finalmente, el dispositivo pudo reproducir los ejercicios A, B, C, y D sobre el maniquí de prueba, comprobándose que en el ejercicio A se elevaba la pierna del maniquí con la rodilla extendida, que en el ejercicio B se realizaba la flexoextensión de la rodilla con una postura fija en la cadera, que en el ejercicio C el tobillo seguía una trayectoria en línea horizontal mientras ocurría la flexoextensión de la rodilla y la cadera, y que en el ejercicio D se elevaba la pierna del paciente con la flexoextensión combinada de rodilla y cadera.

10.3 Comparación entre las trayectorias deseadas y las obtenidas

Se compararon las gráficas de las trayectorias deseadas con las gráficas de las trayectorias obtenidas en cada uno de los ejercicios de rehabilitación aplicados en el maniquí. Las trayectorias ingresadas (trayectorias deseadas) al software para la reproducción de los cuatro ejercicios de rehabilitación (A, B, C y D) se presentan en las siguientes figuras (Figura 10.11, Figura 10.12, Figura 10.13 y Figura 10.14), a la izquierda se observa la trayectoria generada para el maniquí con zoom y a la derecha la gráfica generada con la cinemática inversa donde se presentan tres posiciones del mecanismo y la trayectoria seguida en azul, comprobando matemáticamente que el mecanismo 5 barras puede seguir estas trayectorias deseadas.

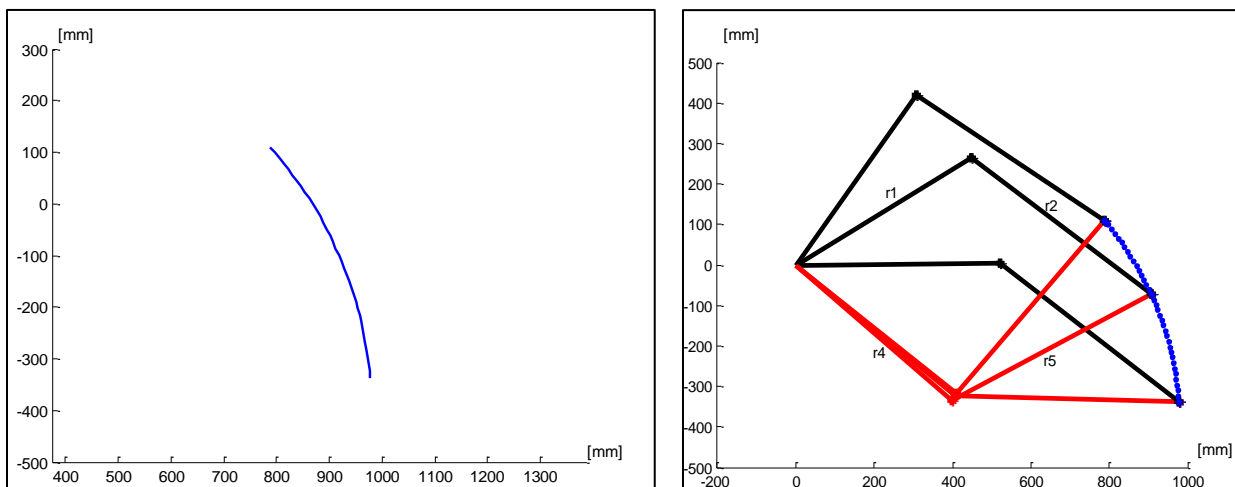


Figura 10.11 Ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.

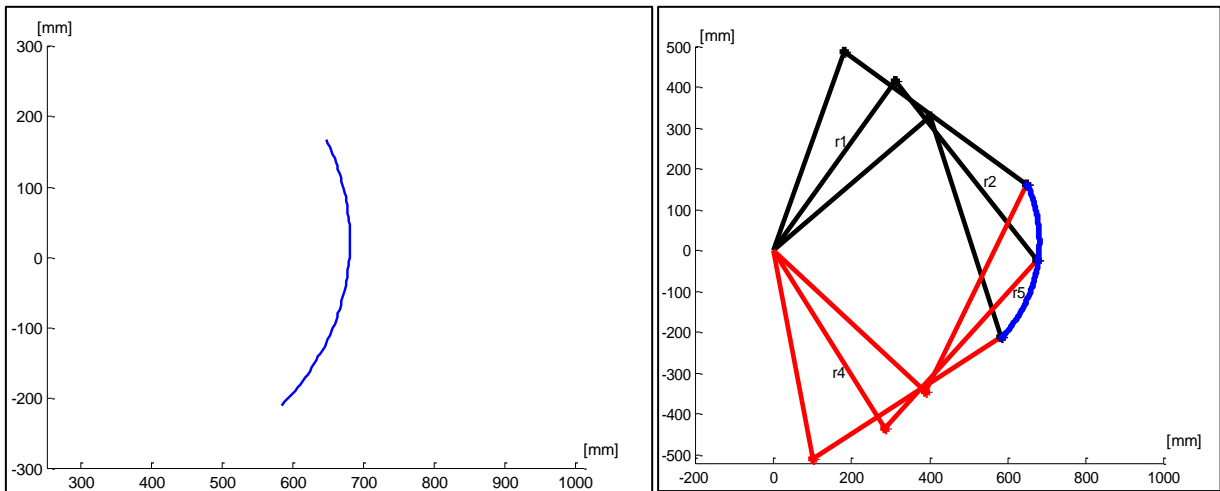


Figura 10.12 Ejercicio de flexoextensión de la rodilla con cadera en posición fija (ejercicio B) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.

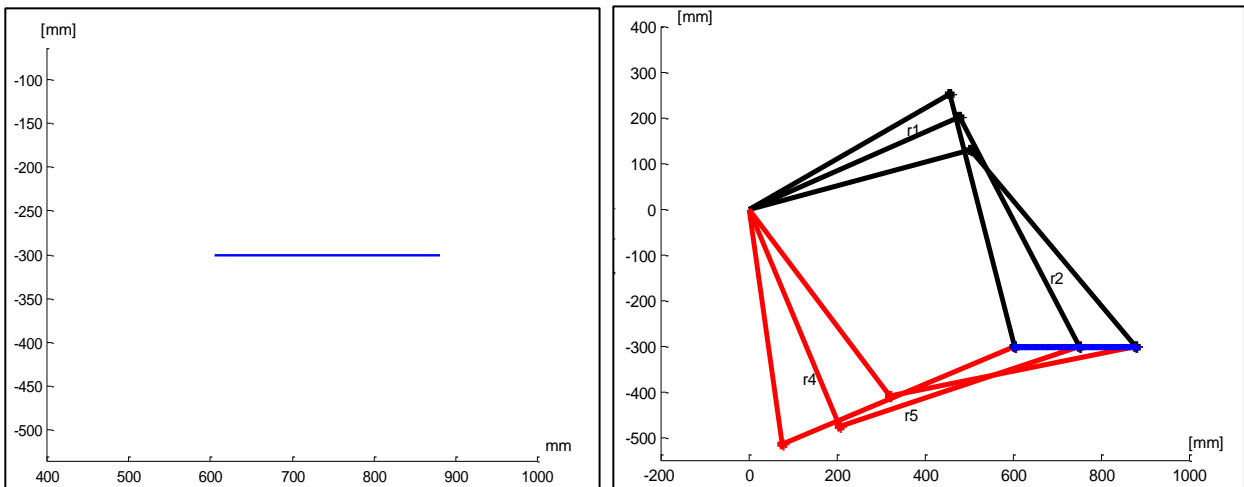


Figura 10.13 Ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.

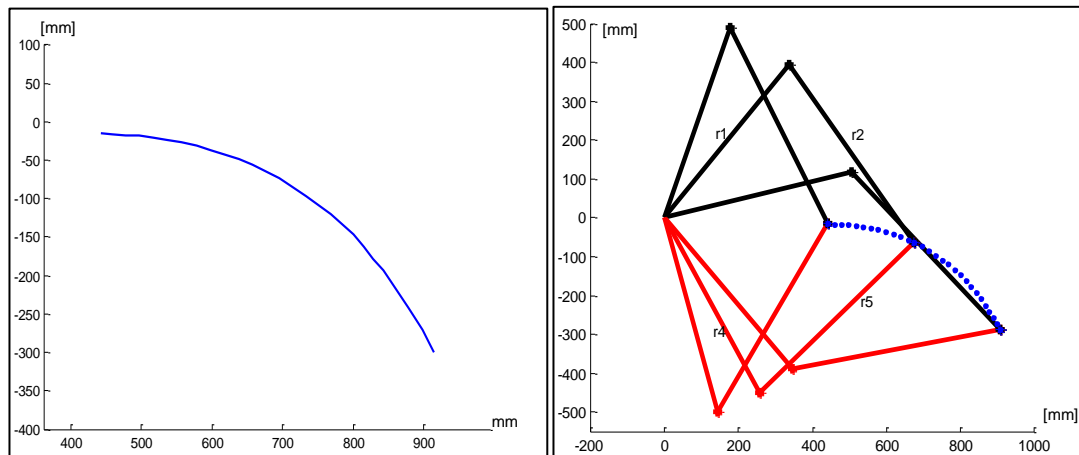


Figura 10.14 Ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D) para el maniquí, a la izquierda trayectoria a seguir, a la derecha posiciones que debe alcanzar el mecanismo.

Para adquirir las trayectorias reproducidas por el dispositivo se grabó en video con cada uno de los ejercicios y a partir de las imágenes se extrajeron las coordenadas de las marcas rojas que fueron ubicadas previamente en el origen y en el efector final del mecanismo 5 barras, en este caso de color rojo, (Figura 10.15).



Figura 10.15 Fotografía de las marcas de color rojo sobre el mecanismo 5 barras.

Una vez obtenidas las trayectorias, a partir de los videos de los ejercicios, se graficaron versus las trayectorias ingresadas al dispositivo (trayectoria deseada). En las siguientes figuras (Figura 10.16, Figura 10.17, Figura 10.18 y Figura 10.19) se presentan las gráficas comparativas de las trayectorias deseadas y las obtenidas. La trayectoria deseada es trazada con color azul y la trayectoria obtenida de color rojo.

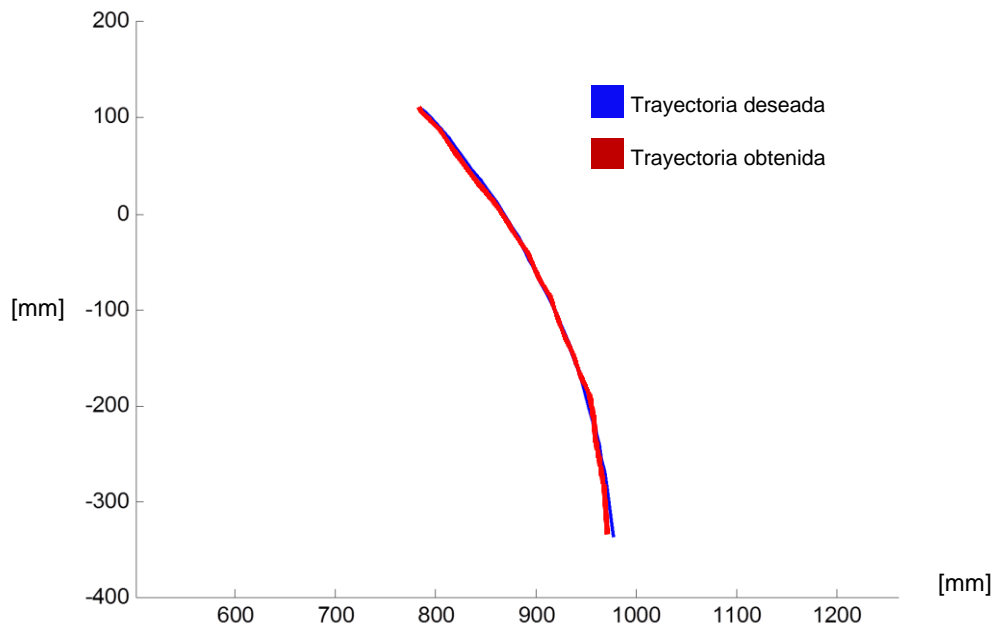


Figura 10.16 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio de elevación de la pierna extendida (ejercicio A) para el maniquí.

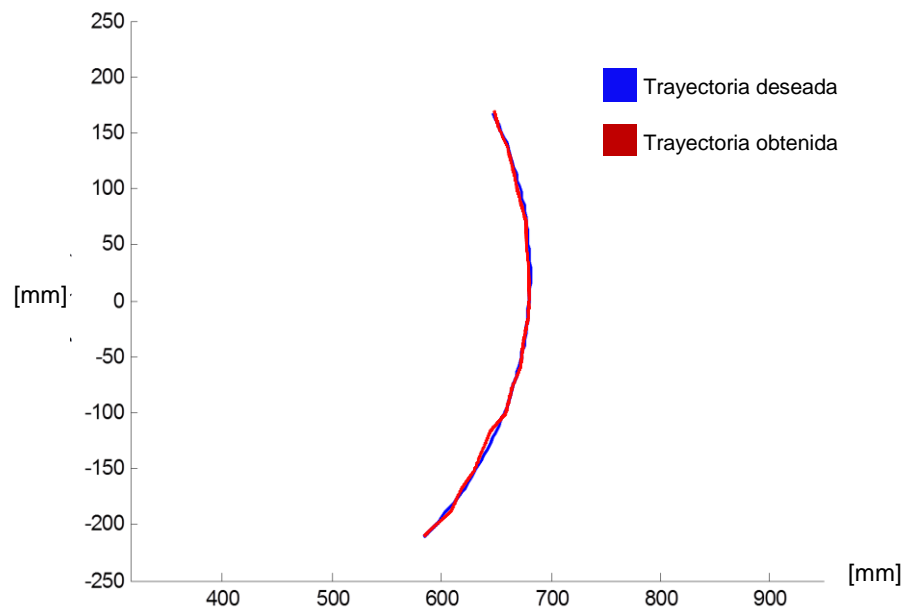


Figura 10.17 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio de flexoextensión de la rodilla con la cadera fija (ejercicio B) para el maniquí.

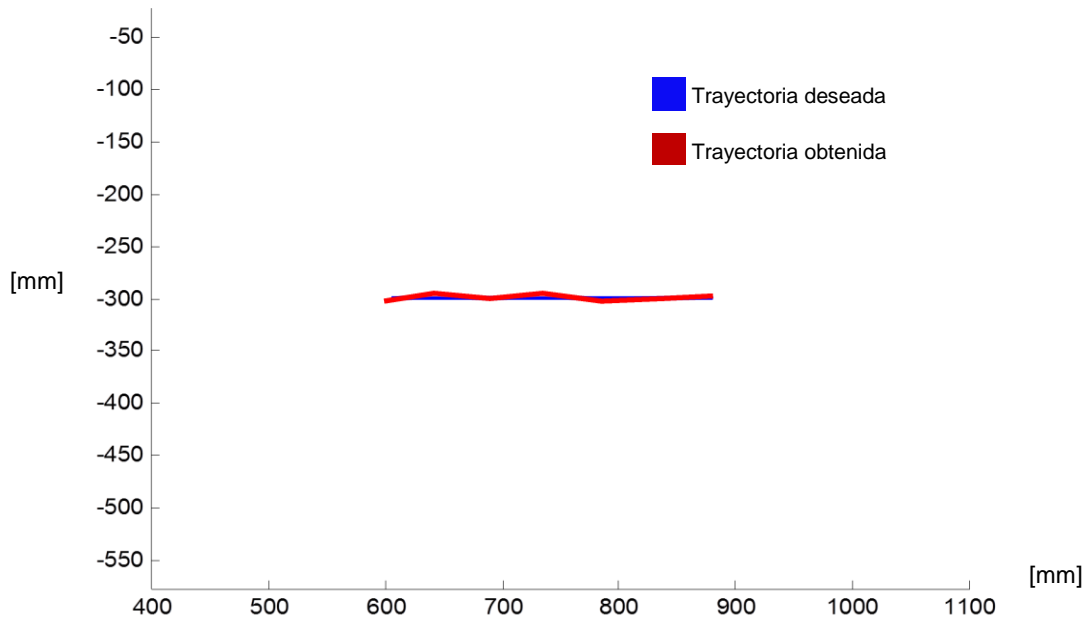


Figura 10.18 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C) para el maniquí.

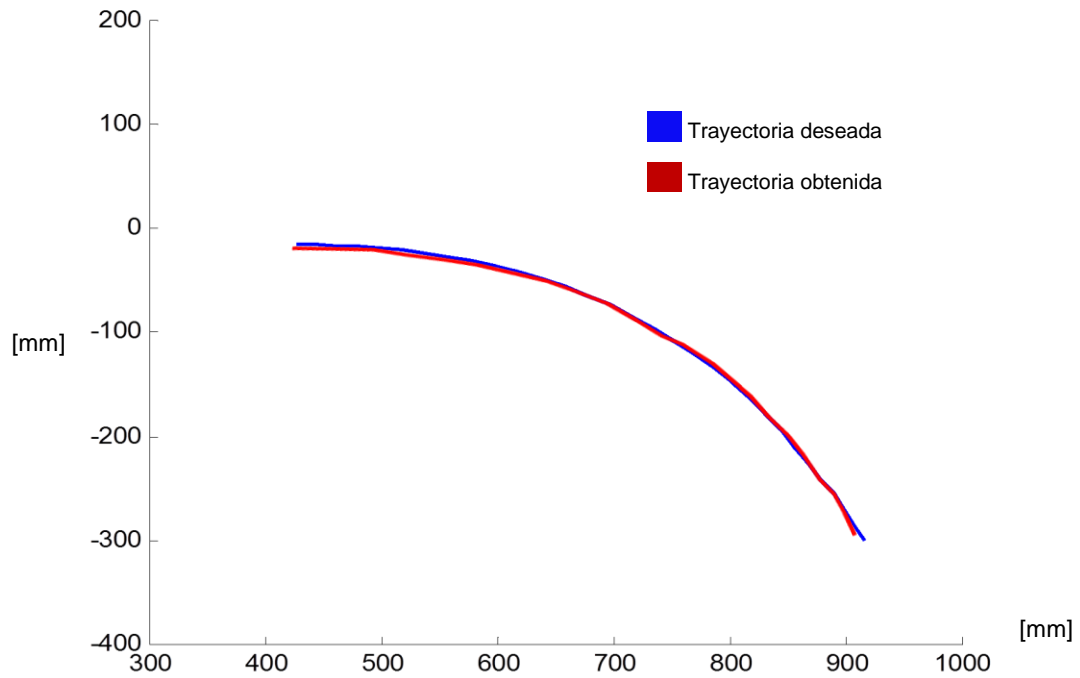


Figura 10.19 Trayectoria deseada y obtenida del ejercicio elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D) para el maniquí.

Como se puede observar en las anteriores figuras, el dispositivo logró reproducir los ejercicios A, B, C y D para el maniquí de prueba. Las variaciones que se observan en la trayectoria obtenida respecto a trayectoria deseada, se presentan debido a que el método de adquisición de imágenes para la obtención de la trayectoria es un método aproximado, por lo tanto, se introducen algunos errores, entre éstos los posibles errores provocados por la conversión dimensional de pixeles a cm, que se ve afectada por el paralelismo entre la cámara y el plano vertical en que se desarrollan los ejercicios y por la orientación de la misma, también el error provocado en la obtención de las coordenadas del centro de cada marca y el error provocado por algunas vibraciones y juego mecánico que se presentan en el dispositivo.

Otras variables que influyen en la reproducción de las trayectorias son la velocidad y la carga soportada por el mecanismo, por esto en las siguientes secciones se presentarán las especificaciones técnicas de capacidad de carga, velocidad máxima y rigidez, y las curvas de corriente de los motores con carga máxima al ejecutar cada ejercicio a velocidad máxima (sección 10.4 y sección 10.5). Además en la sección 10.6 se complementará con el cálculo de los parámetros de desempeño de repetibilidad y exactitud de posicionamiento del mecanismo.

10.4 Especificaciones técnicas

A continuación se presentan tres especificaciones técnicas del prototipo construido, la capacidad de carga, la velocidad máxima y la rigidez.

Capacidad de carga: La carga máxima que es capaz de movilizar el dispositivo de 3.70 kgf. Después de realizar pruebas con cargas menores e iguales a 3.70 kgf se obtuvo que hasta una carga de 3.70kgf los motores se mantienen dentro del límite de corriente nominal (3A) y para cargas superiores el motor superior (M1) llega a superar su corriente nominal (3A) provocando que la protección de sobrecorriente de la tarjeta PIC-SERVO deshabilite el paso de corriente. La capacidad de carga del prototipo puede aumentarse incrementando el tamaño de los motores, para este caso la capacidad de carga es suficiente para movilizar el maniquí, en un trabajo futuro cuando se requiera hacer pruebas sobre un paciente debe alcanzarse una capacidad de carga de aproximadamente 7.26 kgf.

Velocidad máxima: Se obtuvo la velocidad máxima alcanzada por el efector final del dispositivo para cada uno de los ejercicios, obteniendo una velocidad máxima en la reproducción del ejercicio A de 0.028m/s, del ejercicio B de 0.026m/s, del ejercicio C de 0.022m/s y del ejercicio D de 0.031m/s. Sólo con el ejercicio C se puede hacer una comparación de velocidad respecto a otros dispositivos en el mercado, ya que es el

único de los cuatro ejercicios ofrecido por los dispositivos de CPM (movimiento pasivo continuo) comerciales, la comparación se puede realizar en términos de la velocidad angular alcanzada por la rodilla al ejecutarse el ejercicio, en este caso se logró una velocidad máxima de 235 grados/minuto, magnitud que se encuentra por encima del rango de velocidad de los dispositivos comerciales que generalmente manejan velocidades de 30 grados/minuto a 150 grados/minuto [92].

Rigidez: Se estimó la rigidez mecánica del dispositivo usando la carga máxima ($3.70\text{kg}=36.38\text{N}$), la rigidez fue medida en 5 puntos dentro del espacio de trabajo, en los que se midió el desplazamiento alcanzado al adicionar la carga, de acuerdo a ese desplazamiento y a la fuerza aplicada se obtuvo una rigidez de 1147N/m .

10.5 Curvas de corriente de los motores

En la validación experimental también se obtuvieron las curvas de corriente de los motores con la carga máxima al reproducir cada una de las trayectorias (Figura 10.20, Figura 10.21, Figura 10.22 y Figura 10.23), alcanzándose una corriente máxima de 2.32 A durante la reproducción del ejercicio C.

Las curvas de corriente de los motores reflejan la participación de cada motor en el desplazamiento de la carga durante reproducción de las trayectorias, observándose que el motor superior (M1) registra las corrientes más elevadas, obteniendo los más altos valores durante el periodo en que el movimiento de cada ejercicio tiene desplazamientos en contra de la gravedad y las posiciones del efector final se encuentran más alejadas de la base del mecanismo. La demanda de corriente está directamente relacionada con la cantidad de fuerza que debe aplicar cada motor para desplazar la carga.

Durante la reproducción del ejercicio A (Figura 10.20), durante el periodo inicial cuando el movimiento va en ascenso, M1 presenta una corriente mucho más elevada que M2, indicando que durante este periodo M1 tiene que aplicar una fuerza mayor para desplazar la carga, a mitad del ascenso M2 eleva también su corriente, y durante el movimiento de descenso ambas corrientes disminuyen gracias a que la acción de la gravedad favorece el desplazamiento de la carga, además de que la fuerza que ahora aplican los dos motores es más equitativa entre los dos.

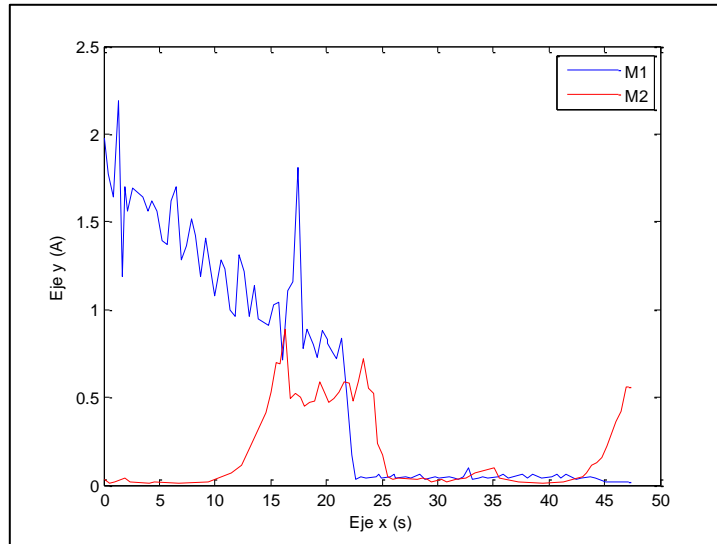


Figura 10.20 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo la trayectoria de elevación de la pierna extendida (ejercicio A).

En la reproducción del ejercicio C (Figura 10.21), los dos motores presentan mayores corrientes cuando el movimiento va en ascenso y disminuyen notoriamente (alrededor de 500mA) cuando el movimiento va en descenso. Durante el ascenso M1 tiene que aplicar una fuerza mayor M2, y durante el descenso los dos motores soportan la carga de forma más equitativa.

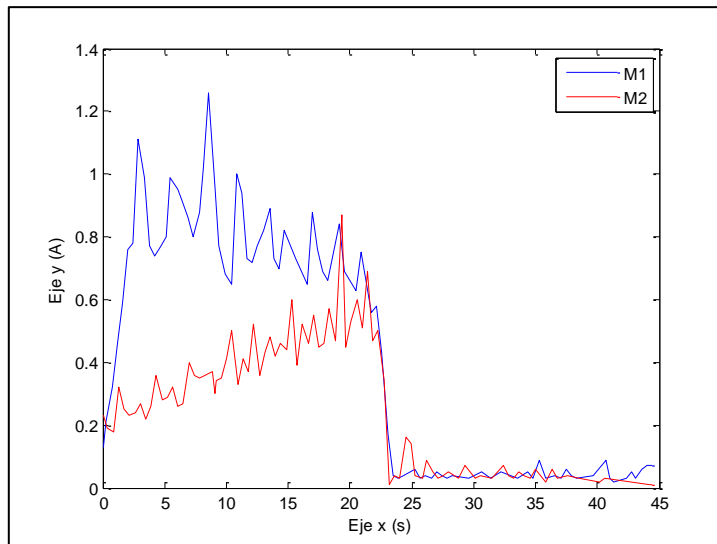


Figura 10.21 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo el ejercicio de flexoextensión de rodilla con cadera fija (ejercicio B).

En la reproducción de los ejercicios C y D (Figura 10.22 y Figura 10.23 respectivamente), las curvas de corriente de los motores igualmente muestran que mientras el movimiento va en ascenso M1 demanda más corriente que M2, pero en este caso cuando el movimiento es descendiente el motor M2 demanda mayor corriente que el motor M1.

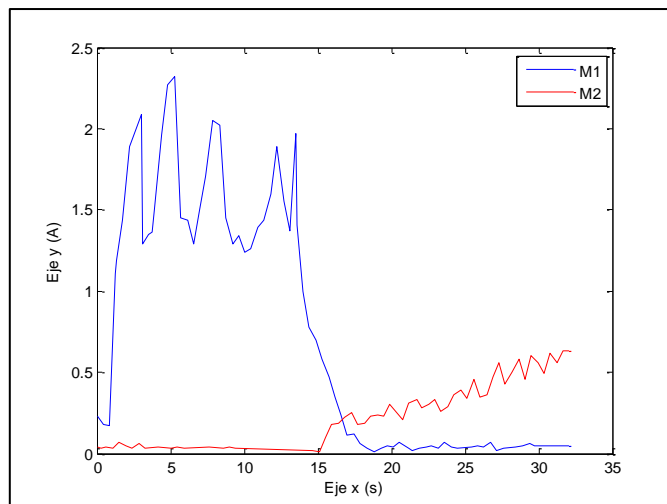


Figura 10.22 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo el ejercicio de trayectoria lineal (ejercicio C).

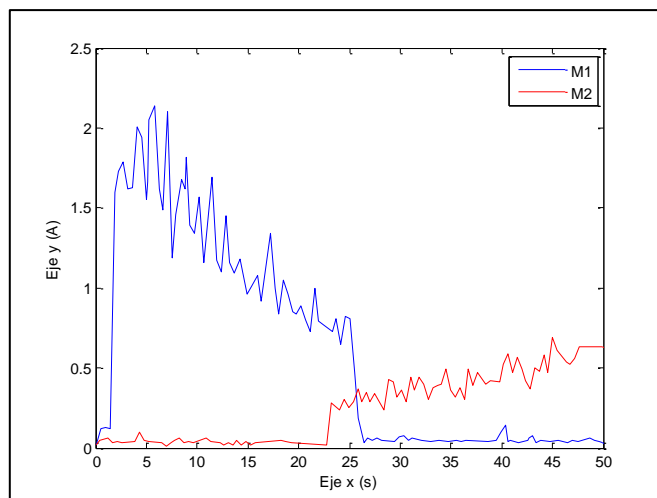


Figura 10.23 Curvas de corrientes de los motores con carga máxima reproduciendo el ejercicio de elevación de la pierna con flexoextensión de rodilla y cadera (ejercicio D).

10.6 Parámetros de desempeño

A continuación se presentan dos parámetros de desempeño, repetibilidad y exactitud, estos índices permiten cuantificar el funcionamiento del dispositivo de rehabilitación respecto a ciertos criterios predefinidos.

Repetibilidad:

Fue calculada la repetibilidad de posicionamiento, cantidad que expresa el grado de cercanía entre distintas visitas repetidas del robot a un mismo punto programado, que se interpreta como la habilidad del robot para regresar a la misma posición. La repetibilidad de posicionamiento se calculó aplicando las fórmulas de la norma ISO 9283:

$$l_j = \sqrt{(x_j - \bar{X})^2 + (y_j - \bar{Y})^2}$$

$$\bar{L} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n l_j$$

$$S_j = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (l_j - \bar{L})^2}{n - 1}}$$

$$RP_l = \bar{L} + 3S_l$$

Ecuación 10.1

Donde:

\bar{L} es el promedio del error medio cuadrático de cada posición.

l_j es el error medio cuadrático de las posiciones alcanzadas.

S_j es la desviación estándar.

x_j es la coordenada obtenida del análisis de cada medición en x.

y_j es la coordenada obtenida del análisis de cada medición en y.

\bar{X} es el promedio de las posiciones alcanzadas en x.

\bar{Y} es el promedio de las posiciones alcanzadas en y.

A partir de las formulas se evaluaron 5 puntos dentro del espacio de trabajo obteniendo una repetibilidad de $\pm 1.23\text{mm}$.

Exactitud:

La exactitud es la habilidad del robot para moverse con la mínima desviación a una posición deseada en el espacio. Primero se calculó la exactitud (accuracy) de orientación en las articulaciones activas, siendo ésta la diferencia entre la orientación comandada al robot y el promedio de las orientaciones alcanzadas, el cálculo se realizó con las fórmulas de la norma ISO 9283:

$$AP_a = (\bar{a} - a_c) \quad \text{Ecuación 10.2}$$

$$AP_b = (\bar{b} - b_c) \quad \text{Ecuación 10.3}$$

Donde:

\bar{a} es el promedio de los ángulos θ_1 alcanzados.

\bar{b} es el promedio de los ángulos θ_2 alcanzados.

a_c es el ángulo θ_1 programado al robot.

b_c es el ángulo θ_2 programa al robot.

A partir de las formulas se evaluaron 5 puntos dentro del espacio de trabajo, obteniendo una exactitud de orientación en la articulaciones activas de $\pm 0.25^\circ$ para el ángulo θ_1 (ángulo de articulación actuada por el motor superior M1) y $\pm 3.09^\circ$ para el ángulo θ_2 (ángulo de articulación actuada por el motor inferior M2). Luego de hallar la exactitud de orientación de las articulaciones, se usaron los datos de los ángulos comandados y los ángulos obtenidos para calcular por medio de la cinemática directa la posición del efector final, posición comandada y posición obtenida respectivamente, y de este modo calcular la exactitud de posicionamiento del efector final, obteniendo una magnitud de $\pm 0.28\text{mm}$, cantidad que indica la diferencia entre la posición comandada y el promedio de las posiciones alcanzadas.

11 CONCLUSIONES

- Se diseñó, se construyó y se controló un dispositivo para la rehabilitación de la rodilla basado en un mecanismo de estructura paralela de 5 barras, capaz de reproducir 4 de los ejercicios generalmente empleados en la rehabilitación de la rodilla.
- Se identificaron y caracterizaron cuatro ejercicios generalmente empleados en la rehabilitación de la rodilla.
- Se obtuvo un dispositivo que está compuesto principalmente por un mecanismo de estructura paralela de 5 barras, un gabinete de control y un software con interfaz gráfica de usuario: el mecanismo paralelo está compuesto por dos brazos articulados simétricos que están sujetos a una base móvil que puede deslizarse sobre una camilla; el gabinete permite el control de dos motores y permite la comunicación con un computador; y el software se encarga de cerrar el lazo de control, reproduce las trayectorias y el posiciona el mecanismo en modo articular y cartesiano.
- El dispositivo permite la flexoextensión individual de la cadera, la flexión individual de la rodilla y la flexoextensión combinada de rodilla y cadera, considerando que en la rehabilitación de la rodilla también se trabaja puntualmente la cadera, estas características se convierten en una ventaja respecto a los otros dispositivos que solo permiten la flexoextensión combinada o solamente la flexoextensión de rodilla y no todo en un mismo equipo.
- El dispositivo permite la reproducción de cuatro ejercicios generalmente empleados en la rehabilitación de la rodilla, mientras otros dispositivos de rehabilitación de la rodilla generalmente solo reproducen un ejercicio.
- El mecanismo del dispositivo está basado en una estructura paralela, las estructuras paralelas ofrecen ventajas en cuanto a capacidad de carga, velocidad, rigidez y exactitud.
- Se obtuvo en el prototipo una velocidad máxima en el efector final de 0.031m/s, una exactitud en posición de $\pm 0.28\text{mm}$, una repetibilidad $\pm 1.23\text{mm}$, una rigidez mecánica de 1147N/m y una capacidad de carga de 3.70 kgf (suficiente para la realización de pruebas con el maniquí) que puede ser variada empleando motores más grandes.

- Durante el desarrollo del proyecto se observó que aunque el dispositivo fue diseñado para la reproducción de cuatro ejercicios de rehabilitación de la rodilla, el amplio espacio de trabajo que ofrece la el mecanismo de estructura paralela puede permitir la reproducción de cualquier otro ejercicio que se desarrolle en el plano vertical.
- Aunque el dispositivo fue dimensionado de acuerdo a las estaturas de la población mexicana que corresponden a piernas de aprox. 66.2 cm a 95.5 cm, el mecanismo prototipo actual puede emplearse en cualquier persona que se encuentre en este rango, incluso se puede abarcar un rango mayor de estaturas haciendo desplazamientos del paciente respecto al mecanismo o sujetando la pierna del paciente de un punto anterior al tobillo (a lo largo de la tibia), y también podrían ampliarse el tamaño de las barras para abarcar estaturas superiores.

TRABAJO FUTURO

Se abre la posibilidad del desarrollo de trabajos alrededor de este proyecto, que traten particularmente: la optimización del diseño mecánico, que disminuya las vibraciones y el juego en la estructura; el perfeccionamiento del método de adquisición de las trayectorias, que disminuyan el error en la adquisición introduciendo variables de paralelismo y orientación de la cámara; el desarrollo un método de control que suavice la actuación de los motores lineales, y la exploración de otro método para la reproducción de las trayectorias de rehabilitación.

OTROS PRODUCTOS

Artículo y poster en el VII Congreso Nacional De Fisioterapia realizado del 15 al 17 de noviembre de 2012 por la Asociación Mexicana De Fisioterapia. Modalidad poster. Anexo B.

Poster en el IV Congreso Internacional de Investigación en Rehabilitación realizado del 13 al 15 de noviembre de 2013. Modalidad poster. Anexo C

Resumen publicado en la revista Investigación en Discapacidad del Instituto Nacional de Rehabilitación 2013 Vol.2 Suplemento 1 Septiembre/Diciembre página S43. ISSN 2007-6452. Anexo D.

Patente “DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE LA RODILLA”. Anexo E.

Artículo aceptado en “5th International Symposium On Multibody Systems And Mechatronics 2014”, Huatulco, México. Anexo F.

Artículo aceptado en “2014 International Conference on Mechanism and Machine Science, China” [CCMMS 2014]. Tianjin, China. Anexo G.

Artículo de difusión en la Gaceta Politécnica Número 1083, 19 de mayo de 2014, Vol 16, ISSN 0061-3848. Anexo H.

REFERENCIAS

-
- [1] Romo, Ignacio. Medicina deportiva: La articulación de la rodilla es la articulación que se lesiona más a menudo. 2000. Disponible desde internet en: <http://www.elmundo.es/salud/2000/414/977316839.html> [Con acceso el 20-02-2011]
- [2] Sociedad Española De Reumatología. Artrosis: Fisiopatología, Diagnóstico Y Tratamiento. Ed. Médica Panamericana, 03/05/2010. 500 p.
- [3] Alvarez, Lario Bonifacio. El libro de la artritis reumatoide. Ediciones Díaz de Santos, 26/08/2003 - 224 p.
- [4] Sanchis Alfonso, Vicente. Dolor anterior de rodilla e inestabilidad rotuliana en el paciente joven. Ed. Médica Panamericana, 2003 - 352 p.
- [5] Sahrman, Shirley. Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones de movimiento. Editorial Paidotribo, 2006 - 480 p.
- [6] Stokes, Maria; Stack Emma. Fisioterapia en la rehabilitación neurológica. Elsevier España, 26/05/2013 - 448 p.
- [7] Llana Belloch, S.; Pérez Soriano, P. y Lledó Figueres, E. La epidemiología del fútbol: una revisión sistemática. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. 10 (37), enero 2010. p. 22-40. ISSN: 1577-0354
- [8] Waldén, Markus; Hägglund, Martin; Ekstrand, Jan. Swedish elite football—a prospective study on injury definitions, risk for injury and injury pattern during 2001. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. Volume 15, Issue 2, April 2005, pages 118–125.
- [9] Sánchez, F.; Gómez, A. Epidemiología de las lesiones deportivas en baloncesto. Cuadernos de Psicología del Deporte, España, vol. 9, octubre, 2009, p. 61. ISSN: 1578-8423.
- [10] Loës, M. ; Dahlstedt, L. J; Thomée, R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. Volume 10, Issue 2, April 2000, pages 90–97.
- [11] Arrollo, Carlos. Cirugía robótica. Elementos No. 58, Vol. 12, Abril - Junio, 2005, Página 13.
- [12] Joonbum Bae; Kyoungchul Kong; Tomizuka, M. Control algorithms for prevention of impacts in rehabilitation systems. Dept. of Mech. Eng., Univ. of California, Berkeley, CA, USA. IEEE international Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), IEEE/ASME, 2011. Budapest.
- [13] Tsai, Lung-Wen. Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators. John Wiley & sons, 1999. 505 p. ISBN 0-471-32593-7.
- [14] Zabalza, Isidro; Ros, Javier. Aplicaciones actuales de los robots paralelos. 8 congreso iberoamericano de ingeniería mecánica. Cusco, Perú, octubre de 2007. Disponible en: <http://congreso.pucp.edu.pe/cibim8/pdf/19/19-02.pdf> [Con acceso el 21/04/2012]
- [15] Chang-Soo Han; Jung-Soo Han. Portable Knee rehabilitation exercise apparatus. Patent No WO2012124912 A2. Sep 20, 2012.

-
- [16] Carlson, David Lee; Perry, Chistopher Michael. Portable Knee Rehabilitation device. Patent No US20130110013 A1. US. May 2, 2013.
- [17] Koch, Stanley B. Knee rehabilitation device. Patent US 20070149368A1, Nashville US, Jun 28, 2007.
- [18] Hall, Jacob Randy. Knee rehabilitation device. Patent US 2011224585A1, Draper, UT, US, Sep 15, 2011.
- [19] Weiner, Jay John. Device and method for knee joint rehabilitation. Patent No US 7,695,416 B2. United . States Patent. Apr 13, 2010.
- [20] Csernátóny, Zoltán. Continuous passive motion device for treatment of the knee joint. European patent application. Patent No Ep25836656 A2. Apr 24, 2013.
- [21] SE. Secretaría de economía. México. La industria de dispositivos médicos en México. Disponible en: http://mim.promexico.gob.mx/wb/mim/vida_perfil_del_sector [Con acceso el 25/04/2012]
- [22] Mapa de ruta. ProMéxico. Disponible en :http://www.promexico.gob.mx/es_mx/promexico/Mapa_de_ruta_em [Con acceso el 25/04/2012]
- [23] Castro, Ángela Andrea. Magazine el Hospital. Informe económico: El sector de dispositivos médicos en México. Carvajal información. Volumen 67 n.º6, diciembre 2011-enero 2012. p 10. Disponible en: <http://www.elhospital.com/magazine/EHDEC2011.pdf> [Con acceso el 25/04/2012]
- [24] Koller-Hodac, A.; Leonardo, D.; Walpen, S.; Felder, D. Knee orthopaedic device how robotic technology can improve outcome in knee rehabilitation. IEEE international Conference on Rehabilitation Robotics, 2011. ETH Zurich, Switzerland.
- [25] Wilkening, A.; Baiden, D.; Ivlev, O. Assistive control of motion therapy devices based on pneumatic soft-actuators with rotary elastic chambers. Friedrich-Wilhelm-Bessel-Inst. Res. Co., Univ. of Bremen, Bremen, Germany. IEEE international Conference on Rehabilitation Robotics, 2011. ETH Zurich, Switzerland.
- [26] Aguilar Escobar, J.D.; Camarillo Gómez, K.A.; Orozco Mendoza, H. y Aguilera I. Sistema mecatrónico para la rehabilitación de pacientes con problemas neuromusculares en extremidades inferiores. Instituto Tecnológico de Celaya. Disponible en internet: http://jaguar.itc.mx/coppermine/albums/userpics/10089/XIcomrob_034.pdf [Con acceso el 15-02-2012]
- [27] Ergin, Mehmet Alper; Patoglu, Volkan. A self-adjusting knee exoskeleton for robot-assisted treatment of knee injuries. Faculty of Engineering and Natural Sciences of Sabanci University, İstanbul, Turkey. IEEE international Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE/RSJ, 2011. San Francisco, CA.
- [28] Vázquez, José; Cisneros, Rafael; Mendoza, Rafael; Alejos, Rubén. Análisis cinemático y simulación de un robot paralelo de estructura 6-RSS. Universidad de las Américas, Puebla; Instituto Nacional de Astrofísica óptica y Electrónica-México. ESIME-IPN: Científica Vol. 11 Núm.2, 2007. p-91-97. ISSN: 1665-0654.
- [29] Yañez Valdez, Ricardo. Resolución de mecanismo paralelo planar 3RRR impulsado por actuadores Eléctricos. 2007 . Trabajo de grado (Maestro en Tecnología Avanzada). Instituto Politécnico Nacional. CICATA QRO. Disponible en internet en:

-
- <http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/124/1/Resolucionyanezvaldez.pdf> [Con acceso el 10-05-2014]
- [30] Briones León, Juan Antonio. Diseño, Análisis y construcción de un robot paralelo traslacional. 2009. Tesis de grado (Maestro en Tecnología Avanzada). Instituto Politécnico Nacional. CICATA QRO. Disponible en internet en: <http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/4900/1/JABL.PDF> [Con acceso el 10-05-2014]
- [31] Mars-Reerc. Rehabilitation Institute of Chicago RIC. Disponible en internet: <http://www.ric.org/research/centers/mars2/mars2.aspx> [Con acceso el 13-02-2012]
- [32] MARS Development Project D1. Cooperative Control Strategies for Robot-Aided Gait Therapy. Disponible en internet: <http://www.ric.org/research/centers/mars2/Projects/development/d1.aspx> [Con acceso el 13-02-2012]
- [33] Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America-RESNA. Disponible en internet: <http://web.resna.org> [Con acceso el 15-02-2012]
- [34] InMotion Robots For Rehabilitation. Disponible en: <http://interactive-motion.com/products.htm>. [Con acceso el 15-02-2012]
- [35] Furusho, J.; Koyanagi, K.; Imada, Y.; Fujii, Y.; Nakanishi, K.; Domen, K.; Miyakoshi, K.; Ryu, U.; Takenaka, S.; Inoue, A. A 3-D rehabilitation system for upper limbs developed in a 5-year NEDO project and its clinical testing. Sch. of Eng., Osaka Univ., Japan. IEEE international 9th Conference on Rehabilitation Robotics, 2005.
- [36] Nef, Tobias; Guidali, Marco; Riener, Robert. ARMin III-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. Applied Bionics and Biomechanics. Special Issue: Lower and upper limb exoskeletons. volume 6, Issue 2, 2009, p 127-142.
- [37] Weinberg B; Nikitczuk J et al. Design, Control and Human testing of an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device. IEEE International conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10-14 abril de 2007.
- [38] Erhan Akdogan; Mehmet Arif Adli. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation. © Elsevier. Mechatronics 21 (2011) 509–522.. Received: 23 february 2010 / Accepted: 17 January 2011 / Published online: 12 February 2011 2011.
- [39] Sakaki ,Taisuke; Okada, Seiichiro; Okajima, Yasutomo; Tanaka, Naofumi. TEM: therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients. Sixth international conference on rehabilitation robotics ICORR'99, 1999.
- [40] Pratt, J. E.; Krupp B. T.; Morse, C. J.; Collins, S. H., "The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," in Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004 IEEE International Conference on, 2004, pp. 2430-2435 Vol.3.
- [41] Kazerooni, H.; Racine, J. L.; Lihua Huang; Steger, R. "On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," 2005, pp. 4353-4360.
- [42] Tsai, Lung-Wen. Robot Analysis, Wiley Intersciencie, 1999. P 20.
- [43] Bueno, Antonio. Unidad didáctica: "Control y Robótica". Disponible en internet: http://www.portaleso.com/usuarios/Toni/web_robot_3/robot_indice.html [Con acceso el 17/022014]

-
- [44] Xin-Jun Liu; Jinsong Wang; Hao-Jun Zheng. Optimum design of the 5R symmetrical parallel manipulator with a surrounded and good-condition workspace. *Robotics and Autonomous Systems* 54 (2006) 221–233. Elsevier 2006.
- [45] Bonev, Ilian. The true origins of parallel robots. ParalleMIC. Published on: January 24, 2003. Disponible en: <http://www.parallemic.org/Reviews/Review007.html> [Con acceso el 16/03/2012]
- [46] Merlet, J-P. *Parallel Robots. Solid mechanic and its applications*. 2 ed. Netherlands. Springer, 2006. p 26-30.
- [47] Clavel, R. Delta, a fast robot with parallel geometry. *Proceedings of the 18th International Symposium on Industrial Robots, Lausanne, 1988* p. 91-100.
- [48] Tsai, Lung-Wen. *Robot Analysis. The mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. John Wiley and Sons, Inc. 1999. P 46.
- [49] Merlet, J.P. Direct Kinematics of Parallel Manipulators. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 9, p 842-846.1993.
- [50] Parikh, P.J. ; Lam, S.S.Y. A Hibrid strategy to solve the forward kinematics problem in parallel manipulators. *IEEE Transactions on Robotics*, 2005, Vol. 21 p 18-25.
- [51] Merlet, J.P. *Parallel Robots*. Springer. 2006.
- [52] Tsai, Lung-Wen. *Robot Analysis, The Mechanics of Serial and Parallel Manipulator*. Wiley-interscience. 1999.
- [53] García de Jalón, J.; Bayo, E. *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems. The Real-Time Challenge*. Springer-verlag. 1994.
- [54] Merlet, J.P.; Gosselin, C. ; Moyly, N. Workspaces of Planar Parallel Manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 33, pp. 7-20.
- [55] Rastegar, J. Generation of Manipulator Workspace Boundary Geometry Using the Monte Carlo Method and Interactive Computer Graphics. *Journal of Mechanical Design*, Vol. 122, pp.452-455.
- [56] RESTREPO Betancourt, Alberto, M.D. Cirujano ortopedista. La articulación de la rodilla: Consejos para mantenerla sana. 2002-2004. Disponible desde internet en: http://www.susmedicos.com/articulos_ortopedia_rodilla_restrepo.htm [Con acceso el 22-02-2011]
- [57] Kapandji, A. I. *Fisiología articular*. Tomo 2. 6ta edición. Editorial medica panamericana. 2012. P 66.
- [58] Rovira, Teresa. *Anatomía de la rodilla*. Disponible en internet en: <http://lesionesdeportivas.wordpress.com/2012/08/28/anatomia-de-la-rodilla/>[Con acceso el 22-02-2014]
- [59] Kapandji, A. I. *Fisiología articular*. Tomo 2. 6ta edición. Editorial medica panamericana. 2012. P 72.
- [60] Palastanga, Nigel; Field, Derek; Soames, Roger. *Anatomía y movimiento humano: Estructura y funcionamiento*. 1 ed. España: Editorial paidotribo, 2000, p 332. 606 p.
- [61] Porter, Stuart (Editor). *Tidy's Physiotherapy*. 15 ed. China: Churchill Livisgstone, Elsevier, 2008. p 56.
- [62] Gans, Bruce M (Editor). *Physical Medicine and Rehabilitation: Principies and Practice*, Volumen 1. 4 ed. USA: Lippincontt Williams & Wilkins, 2005. P 868.
- [63] Tompson, Julie An; Siston, Rober A. Design, Construction, and Validation of cadaver Knee Motion Testing Device. Undergraduate Honors Thesis.Graduation with

Distinction in the Department of Mechanical Engineering at The Ohio State University. May 2008. P 11.

[64] Perez, Fernando. Amplitud de movimiento.2014. Disponible en internet en: http://www.tafadycursos.com/load/cuerpo_humano/anatomia/amplitud_movimiento/116-1-0-1030. [Con acceso el 22-02-2014]

[65] Prentice, William E..Técnicas De Rehabilitación En Medicina Deportiva.3 ed. España: paidotribo, 2001. p 443.

[66] Rutinas de entrenamiento . Rehabilitación de la rodilla. 2014. Disponible en internet en: <http://rutinasentrenamiento.com/fitness/ejercicios/rehabilitacion-de-rodilla/>. [con acceso el 22-02-2014]

[67] Arroya equipamento médico. Viva 2. MotoMed. Disponible en internet en: <http://www.arrayamed.com.ar/productos/listar/categoria:terapia-de-movimiento/subcategoria:equipos-cinesiterapeuticos>. [Con acceso el 22-02-2014]

[68] Bahr, Sverre Maehlum. Lesiones deportivas: Diagnóstico, tratamiento y rehabilitación. España: Editorial médica panamericana S.A. 2007, p 353.

[69] Kisner, Carolyn; Colby, Lynn A. Ejercicio Terapéutico: Fundamentos y técnicas. 1 ed. España: Editorial paidotribo, 2005. p 367.

[70] Brotzman, S. Brent; Wilk, Kevin E. Rehabilitación ortopédica clínica. 2 ed. España: Elsevier ESPAÑA S.A. 2005. p 323.

[71] Sardi, León Alberto; Suárez, Olga Cecilia. Rehabilitación en el remplazo total de rodilla. Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología. Volumen 16, Número 1, sección III: Rehabilitación, abril de 2002.Disponible en: http://www.sccot.org.co/BANCOMEDIOS/ARCHIVOS/ORTOPEDIA_N16VOLUMEN1_ABRIL--ORTOPEDIA.HTML

[72] Rodríguez Merchán, E.C.. Prótesis de Rodilla Primaria: Estado Actual. Madrid: Médica Panamericana, 2008. p 174.

[73] Miralles, I.; Beceiro, J.; Montull, S.; Monterde, S.. Fisiopatología de la rigidez articular: bases para su prevención. Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud Universidad Rovira i Virgili Sant Llorenç, 21 43201 Reus (Spain).

[74] Ferretti, Mario; Srinivasan, Abiraman ; Deschner, James; Gassner,Robert et al. Anti-inflammatory effects of continuous passive motion on meniscal fibrocartilage.Journal of Orthopaedic Research Volume 23, Issue 5, pages 1165–1171, September 2005.

[75] Tompson, Julie An; Siston, Rober A. Design, Construction, and Validation of cadaver Knee Motion Testing Device. Undergraduate Honors Thesis.Graduation with Distinction in the Department of Mechanical Engineering at The Ohio State University. May 2008.

[76] Ejercicio después de reemplazo de rodilla (Knee Replacement Exercises) . OrthoInfo.The American Academy of Orthopaedic Surgeons. AAOS. April 2009. Disponible en: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00494>

[77]Schoen, Delores Christina. Adult Orthopaedic Nursing- 2000. p 345.

[78] Knee Arthroscopy Exercise GuideOrthoInfo.The American Academy of Orthopaedic Surgeons. AAOS. 2000. Disponible en: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00300> [Con acceso el 03-06-2013]

-
- [79] Knee Conditioning Program. GuideOrthoInfo.The American Academy of Orthopaedic Surgeons. AAOS. October 2012. Disponible en: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00664#7>
- [80] Knee pain exercises. Advice pamphlets developed in conjunction with Wolverhampton City Clinical Commissioning Group (CCG)/ Primary Care Trust (PCT) and approved by the Chartered Society of Physiotherapy. Disponible en: <http://www.arthritisresearchuk.org/arthritis-information/conditions/osteoarthritis-of-the-knee/knee-pain-exercises.aspx> [Con acceso el 20-05-2013]
- [81] Hyde, Thomas E; Gengenbach, Marianne S.. Conservative management of sports Injuries. chapter 16: the knee. 2da edición. 2007 p 694.
- [82] Asada, H. Harry. Introduction to Robotics : Chapter 4 Planar Kinematics. Massachusetts Institute of Technology. Department of Mechanical Engineering. Fall 2005.
- [83] Avila R; Prado L; Gonzalez E. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana: dimensiones antropométricas de la población mexicana. Universidad de Guadalajara. Centro de investigaciones en ergonomía. 2001.
- [84] Krenzer, Udo. Compendio de Métodos Antropológico Forenses: Para la reconstrucción del perfil osteo- biológico: Tomo V, Características Individuales. Guatemala 2006. P 11.
- [85] Merlet, J-P. Les robots parallèles. 2 ed. Editorial Hermes. París 1997.
- [86] Hun, k. Kinematic Geometry of Mechanisms. Oxford University Press, uk. 1978.
- [87] Traumatología Hellín. Disponible en internet en : <http://traumatologiahellin.wordpress.com/ejercicios/condropatia-rotuliana/> [Con acceso el 23-02-2014]
- [88] Kautz Osterkamp, Linda. Current Perspective on Assessment of Human Body Proportions of Relevance to Amputees. Journal of the American Dietetic Association. Elsevier: Volume 95, Issue 2, February 1995, Pages 215–218
- [89] Parker Hannifin Corporation. Industrial Profile Systems. Catalog 1816-3/US. Copyright 2011. Wadsworth, Ohio USA.
- [90] Electrak_LA1. Especificaciones. Disponible en internet en: http://www.statewidebearings.com.au/Portals/0/Electrak_LA1-product-en.pdf [con acceso 06-08-2013]
- [91] Jeffrey Kerr, LLC. PIC-SERVO SC Motion Control. Disponible en internet en : <http://www.jrkerr.com/boards.html> [Con acceso el 20-05-2013]
- [92] Tompson, Julie An; Siston, Rober A. Design, Construction, and Validation of cadaver Knee Motion Testing Device. Undergraduate Honors Thesis.Graduation with Distinction in the Department of Mechanical Engineering at The Ohio State University. May 2008. P 11.

Anexo A. Programas Matlab

A continuación se presenta los códigos básicos para el 5 barras y el modelo geométrico de la pierna

Programa 1. Modelo geométrico inverso de la pierna

```
l1=49.12;%%%%%%%%longitud fémur
l2=42.76;%%%%%%%%longitud tibia
suma=0;
a=2*l1*l2;%%cosntante para hallar theta
theta2=190;%%%%%%%%solo para inicializar la variable
xw=0;
yw=l1+l2;
cont=0; %% bandera para indicar si hay o no solución real
%%%%%%%%%%para hallar theta 2
    if a~=0
        b=l1^2+l2^2-xw^2-yw^2;
        c=single(b/a);
        if c<=1 && c>=-1
            theta2=pi-acos(c);
        else
            fprintf('No solution')
            cont=1;
        end
    else
        fprintf('No solution')
        cont=1;
    end
    %%%%%%%%%%% para hallar theta 1
    d=2*l1*sqrt(xw^2+yw^2);
    if d~=0
        e=xw^2+yw^2+l1^2-l2^2;
        f=single(e/d);
        if f<=1 && f>=-1
            alpha=atan2(yw, xw);
            theta1=alpha-acos(f);
        else
            fprintf('No solution')
            cont=1;
        end
    else
        fprintf('No solution')
        cont=1;
    end
    if cont==0
        theta2prima=-1*theta2
        theta1prima=theta1+2*acos(f)
    end
end
```


Programa 2. Modelo geométrico directo de la pierna

```
%%%%%%%%%% MGD Pierna
l1=36.54826;%%% fémur
l2=29.63970;%%% tibia
theta2prima=0;
thetalprima=0;
theta2=-1*theta2prima;
beta=pi-theta2;
r=sqrt(l1^2+l2^2-2*l1*l2*cos(beta));
a=r^2+l1^2-l2^2;
b=2*r*l1;
c=single(a/b);
y=acos(c);
thetal=thetalprima-2*y;
alfa=thetal+y;
xtob=r*cos(alfa)%%% posición del tobillo en x
ytob=r*sin(alfa)  %%% posición del tobillo en y
```

Programa 3. Obtención de la trayectoria articular a partir de las coordenadas obtenidas de una imagen

```
clear all
clc
close all
%%%%%%%%carga las datas de los puntos de la caderas,
%%%%%%%%la columna 4 y 5 corresponden a los puntos x y respectivamene, hay
%%%%%%%%que recordar que la imagen esta girada 90 grados hacia la derecha
s4_2_cad=load('mov_4_2_puntos_cad_m_fin.txt');
%%%%%%%%%% cargo las datoas de los puntos de la rodilla y la cadera para
s4_2=load('mov_4_2_puntos_m.txt_fin');
%%extracción de los puntos de la rodilla
cont1=0; cont2=0; cont3=0; cont4=0; cont5=0; cont6=0;
cont11=0; cont22=0; cont33=0; cont44=0; cont55=0; cont66=0;
for i=1:2:length(s4_2) %renglones impares de la matriz
    cont2=cont2+1;
    rodilla_4_2(cont2,1)=s4_2(i,4);
    rodilla_4_2(cont2,2)=s4_2(i,5);
end
%%extracción de los puntos del tobillo
for i=2:2:length(s4_2) %renglones pares de la matriz
    cont22=cont22+1;
    tobillo_4_2(cont22,1)=s4_2(i,4);
    tobillo_4_2(cont22,2)=s4_2(i,5);
end
%%%%%%%%%% todos los datos anteriores estan para la imagen girada 90
%%%%%%%%%% grados a la derecha, por lo que en adelante hay que toma
%%%%%%%%%% la 'x' del archivo como 'y', y también la 'y' como x
%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%% cálculo de los ángulos del movimiento 4
xm=0;
ym=0;
xp=0;
```

```

yp=0;
%%angulos para movimiento 4_2
for i=1:length(rodilla_4_2)
    %%desplazo los puntos respecto a un marco de referencia cero, tomando
    %%como cero la posición de la cadera
    xtob_4_2(i,1)=tobillo_4_2(i,2)-s4_2_cad(i,5);
    ytob_4_2(i,1)=tobillo_4_2(i,1)-s4_2_cad(i,4);
    xrod_4_2(i,1)=rodilla_4_2(i,2)-s4_2_cad(i,5);
    yrod_4_2(i,1)=rodilla_4_2(i,1)-s4_2_cad(i,4);
    xm=xrod_4_2(i,1);
    ym=yrod_4_2(i,1);
    xp=xtob_4_2(i,1)-xrod_4_2(i,1);
    yp=ytob_4_2(i,1)-yrod_4_2(i,1);
    a=single(xm/sqrt((xm^2+ym^2)));
    theta1_4_2_prima(i,1)=acos(a);
    b=single((xtob_4_2(i,1)-xm)/sqrt(xp^2+yp^2));
    l1=sqrt(xm^2+ym^2);
    l2=sqrt(xp^2+yp^2);
    f=l1^2+l2^2-(xtob_4_2(i,1))^2-(ytob_4_2(i,1))^2;
    d=2*l1*l2;
    p=single(f/d);
    theta2_4_2_prima(i,1)=-1*(pi-acos(p));
end
t4_2=0:1/30:(length(theta1_4_2_prima)/30)-(1/30);
figure(3)
plot(xtob_4_2,ytob_4_2)
xlabel('eje y (cm)')
ylabel('eje x (cm)')
figure(4)
plot(t4_2,theta1_4_2_prima,'b-',t4_2,theta2_4_2_prima,'r-')
xlabel('tiempo (s)')
ylabel('Grados°')
legend('Theta1 prima','Theta2 prima')
title('Trayectoria angular')

```

Programa 4. Generación de trayectorias a partir una trayectoria articular de un ejercicio

```

%%%%%%%%% Generación de trayectorias a apartir del comportamiento angular
l1=36.54826;%%% fémur
l2=29.63970;%%% tibia
%% se cargan los angulos
load('theta1_4_2_prima.mat')
load('theta2_4_2_prima.mat')
fin=length(theta1_4_2_prima);
for i=1:1:fin/2-20
    theta2(i)=-1*theta2_4_2_prima(i);
    beta(i)=pi-theta2(i);
    r(i)=sqrt(l1^2+l2^2-2*l1*l2*cos(beta(i)));
    a(i)=r(i)^2+l1^2-l2^2;
    b(i)=2*r(i)*l1;
    c(i)=single(a(i)/b(i));
    y(i)=acos(c(i));
    theta1(i)=theta1_4_2_prima(i)-2*(y(i));

```

```

        alfa(i)=theta1(i)+y(i);
        xtob(i)=r(i)*cos(alfa(i))%%% posición del tobillo en x para cada
ángulo
        ytob(i)=r(i)*sin(alfa(i))  %%% posición del tobillo en y para cada
ángulo
end
plot(xtob,ytob)

```

Programa 5..Modelo geométrico inverso 5 barras

```

%cinemática inversa 5 barras
r1=48;
r2=48;
r3=0;
r4=r1;
r5=r2;
r6=r3;
x=85.83;
y=-30;
a1=(r1^2+y^2+(x+r3)^2-r2^2+2*(x+r3)*r1);
b1=-4*y*r1;
c1=(r1^2+y^2+(x+r3)^2-r2^2-2*(x+r3)*r1);
a2=(r4^2+y^2+(x-r6)^2-r5^2+2*(x-r6)*r4);
b2=b2=-4*y*r4;
c2=(r4^2+y^2+(x-r6)^2-r5^2-2*(x-r6)*r4);
if (2*a1|2*a2)~=0
    if (b1^2>4*a1*c1)&&(b2^2>4*a2*c2)
        z1=(-b1+sqrt(b1^2-4*a1*c1))/(2*a1);
        z2=(-b2-sqrt(b2^2-4*a2*c2))/(2*a2);
        theta1=2*atan(z1)
        theta2=2*atan(z2)
    else
        fprintf('No solution')
    end
else
    fprintf('No solution')
end
end

```

Programa 6. Modelo geométrico directo 5 barras

```

%% cinemática directa del 5 barras
close all
clear all
r1=48;
r2=48;
r3=0;
r4=r1;
r5=r2;
r6=r3;
conv=pi/180;

```

```

A1x=0; A2x=0; A1y=0; A2y=0;
thetal=0;
theta2=1;
B1x=r1*cos(thetal*conv)-r3; B1y=r1*sin(thetal*conv);
B2x=r4*cos(theta2*conv)+r3; B2y=r4*sin(theta2*conv);
%%% solución de ecuaciones por variables simbolicas
syms C1x C1y
f1=(C1x-B1x)^2+(C1y-B1y)^2-r2^2;
f2=(C1x-B2x)^2+(C1y-B2y)^2-r5^2;
F=solve(f1,f2,'C1x','C1y');
c11=eval([F.C1x F.C1y]);
pos1=find(~any(imag(c11')));
c1=c11(pos1,:)%%% posibles soluciones de las posiciones x y y para el
mecanismo

```

Programa 7. Espacio de trabajo 5 barras

```

%%%%%%%%%% cinemática inversa de posición de mecanismo paralelo 5 barras
cont=0;
r1=48;%%largo eslabón 1
r2=48;%%largo eslabón 2
r4=r1;
r5=r4;
r3=0;%%distancia entre motores
r6=r3;
%% se crea una sucesión de puntos:
lim=100;
N=0.1;
x=-1*lim:N:lim;
y=-1*lim:N:lim;
%se ingresan los puntos en la cinemática inversa:
for i=1:1: length(y)
    for j=1:1: length(y)
        %ecuaciones:
        p=[x(i),y(j)]';
        a1=(r1^2+y(j)^2+(x(i)+r3)^2-r2^2+2*(x(i)+r3)*r1);
        b1=-4*y(j)*r1;
        c1=(r1^2+y(j)^2+(x(i)+r3)^2-r2^2-2*(x(i)+r3)*r1);
        a2=(r4^2+y(j)^2+(x(i)-r6)^2-r5^2+2*(x(i)-r6)*r4);
        b2=-4*y(j)*r4;
        c2=(r4^2+y(j)^2+(x(i)-r6)^2-r5^2-2*(x(i)-r6)*r4);
        %condiciones
        if (2*a1|2*a2)~=0 %%% condición 1 No división por cero
            if (b1^2>4*a1*c1)&&(b2^2>4*a2*c2)%% condición 2 No número negativo
                en la raices
                    z1=(-b1+sqrt(b1^2-4*a1*c1))/(2*a1);
                    z2=(-b2-sqrt(b2^2-4*a2*c2))/(2*a2);
                    thetal=2*atan(z1);
                    theta2=2*atan(z2);
                    figure(1)
                    axis equal
                    hold on
                    plot(x(i),y(j),'b-')
                    axis([-120 120 -120 120])
            end
        end
    end
end

```

```

        xlabel('Eje y (cm)')
        ylabel('Eje x (cm)')
    end
end
end
end
end

```

Programa 8. Evaluación de la trayectoria de un ejercicio por medio del modelo geométrico inverso del mecanismo paralelo 5 barras

```

%%%%%%Para el mecanismo dimensionado bajo las condiciones favorables r4=r1,
r5=r2 y
%%%%%%r6=r3
clc
clear all
close all
r1=480; %%%%%% long bar 1 mm
r2=480;% long bar 2mm
r3=0; %separación motores
esp=r1+r2+r3+2;
s=importdata('B_MANI.mat');%%%%%% cargo la trayectoria del ejercicio
x=s(:,1);
y=s(:,2);
lim=length(x)
xlabel('Eje y (mm)')
ylabel('Eje x (mm)')
sum=0;
tx=0;
ty=0;
for j=1:1:lim %%%recorro la trayectoria y la evalúo en la cinemática inversa
    i=j;
    cont=0;
    a1=(r1^2+y(j)^2+(x(i)+r3)^2-r2^2+2*(x(i)+r3)*r1);
    b1=-4*y(j)*r1;
    c1=(r1^2+y(j)^2+(x(i)+r3)^2-r2^2-2*(x(i)+r3)*r1);
    a2=(r1^2+y(j)^2+(x(i)-r3)^2-r2^2+2*(x(i)-r3)*r1);
    b2=b1;
    c2=(r1^2+y(j)^2+(x(i)-r3)^2-r2^2-2*(x(i)-r3)*r1);
    if (2*a1|2*a2)~=0
        if
            (single(b1^2)>=single(4*a1*c1))&&(single(b2^2)>=single(4*a2*c2))
                z1=(-b1+sqrt(b1^2-4*a1*c1))/(2*a1);
                z2=(-b2+sqrt(b2^2-4*a2*c2))/(2*a2);
                theta1=2*atan(z1);
                theta2=2*atan(z2);
                B1X(i)=r1*cos(theta1)-r3;
                B2X(i)=r1*cos(theta2)+r3;
                B1Y(j)=r1*sin(theta1);
                B2Y(j)=r1*sin(theta2);
                hold on
                axis equal
            end
        end
    end
end

```

```

        plot([x(i),B2X(i)], [y(j),B2Y(j)], 'K-*', [-
1*r3,B1X(i)], [0,B1Y(j)], 'K', [r3,B2X(i)], [0,B2Y(j)], 'K', [x(i),B1X(i)], [y(j),B1Y
(j)], 'K-*') %%%%%%%%%%%
        plot(x(i),y(i), 'b-*')
        plot(0,0, 'm-*')
        pause(0)
    else
        hold on
        plot(x(i),y(j), 'r-*') %% marco rojo el punto no alcanzado
    end
else
    hold on
    plot(x(i),y(j), 'r-*') %% marco rojo el punto no alcanzado
end
end
end

```

Anexo B. VII Congreso Nacional De Fisioterapia

FOTOGRAFÍA POSTER

Caracterización de movimiento para el diseño de dispositivos mecatrónicos para la asistencia de la terapia física de las extremidades

Chaparro Rico, Betsy. Castillo Castañeda, Eduardo*



Resumen: Este trabajo presenta una metodología para caracterizar el movimiento, en este caso, del brazo, que permitirá establecer parámetros para el diseño y fabricación de un dispositivo mecatrónico que asista la terapia física de la extremidad. El método consiste en colocar marcadores en las articulaciones y adquirir con una cámara una secuencia de imágenes durante el movimiento de la extremidad. La posición y velocidad de las articulaciones se obtienen a través de procesamiento de imágenes.

Introducción

Los equipos de asistencia para la terapia tienen como fin agilizar y optimizar los resultados del proceso de rehabilitación, pero esta tecnología representa un costo elevado y generalmente debe ser importada.

En las siguientes figuras observan algunos dispositivos para la rehabilitación del miembro inferior y superior:



Objetivo

Caracterizar el movimiento en posición y velocidad por medio del tratamiento de imágenes.

Materiales y métodos:

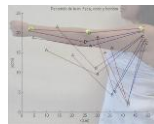
Materiales:
-Cámara de video -Papel con película reflectora
-Software para la extracción de coordenadas (ImageJ 1.44p).
-Software para el procesamiento de la información (Matlab).

Pasos metodológicos para llevar a cabo la caracterización del movimiento:

- 1-Ubicación del papel con película reflectora sobre las articulaciones de hombro, codo y muñeca.
- 2-Filmación de la secuencia de movimiento extensión-flexión-extensión.
- 3-Extracción de las imágenes (30 tomas por segundo).
- 4-Extracción de los puntos de referencia hombro, codo y muñeca a nivel de imagen.
- 5-Extracción de las coordenadas de los puntos de referencia.
- 6-Gráfica del movimiento ejecutado en cada articulación con las coordenadas obtenidas.
- 7-Cálculo y gráfica de los ángulos de inclinación en función del tiempo.
- 8-Cálculo y gráfica de la velocidad del movimiento con valor máximo y mínimo.

Resultados y discusión de resultados

Recorrido de muñeca, codo y hombro en flexión-extensión



Brazo extendido



Puntos de referencia extraídos



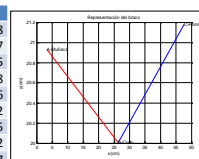
Brazo flexionado



Posiciones X, Y extraídas de los movimientos

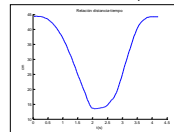
	X[cm]	Y[cm]
a	3.2985	20.9298
b	26.2799	20.0047
c	47.6657	21.1815
a	3.2735	20.7978
b	26.2769	19.9096
c	47.6535	21.1752
a	3.2930	20.7415
b	26.2969	19.8182
c	47.6659	21.1607

Representación gráfica del brazo

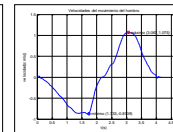


De acuerdo a la variación de la distancia respecto al tiempo se hallaron las velocidades del movimiento y con los datos de la velocidad se detectó el valor máximo y mínimo que ésta puede alcanzar en el recorrido que hace el brazo, esto con el fin de poder determinar las características de los actuadores que podrían hacer parte del dispositivo que asista la terapia del brazo.

Posición de la muñeca en función del tiempo



Velocidades del movimiento



Este método para la caracterización del movimiento puede aplicarse también para la extremidad inferior o para una articulación en específico.

En este proceso es primordial la asesoría de terapeutas o profesionales de la rehabilitación.

Es importante resaltar que los equipos mecatrónicos para la asistencia de la terapia no están pensados como sustitutos de los terapeutas sino, como su palabra lo dice, como asistentes del proceso de rehabilitación.

Conclusión

Como continuación a la caracterización del movimiento, se sigue con la selección del tipo de actuadores que harían parte del dispositivo mecatrónico para la asistencia de la terapia de la rehabilitación, luego podría continuarse con el diseño del sistema mecatrónico.

Los algoritmos programados, en la metodología descrita, podrían aplicarse para la caracterización del movimiento de otras partes del cuerpo, como en la extensión-flexión de la rodilla.

* Contactos

betsychaparro@hotmail.com
ecastilloca@ipn.mx
Instituto Politécnico Nacional, CIGATA, Unidad Querétaro.
Cerro Blanco 141, Colinas del Gimnasio, 76090-Querétaro.
Teléfono: 442-2290804, ext: 81013

Referencias

- [1] Weinberg B; Nikitzuk J et al. Design, Control and Human testing of an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device. IEEE International conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10-14 abril de 2007.
- [2] Sakaki ,Taisuke; Okada, Seiichiro; Okajima, Yasutomo y Tanaka, Naofumi. TEM: therapeutic exercise machine for hipand knee joints of spastic patients. Sixth international conference on rehabilitation robotics ICORR'99, 1999.
- [3] InMotion Robots For Rehabilitation. Disponible en: <http://interactive-motion.com/products.htm>. [Con acceso el 15-02-2012]

RESUMEN DEL ARTÍCULO

Caracterización de movimiento para el diseño de dispositivos mecatrónicos para la asistencia de la terapia física de las extremidades


Chaparro Rico, Betsy. Castillo Castañeda, Eduardo.
Instituto Politécnico Nacional, CICATA-IPN, Unidad Querétaro.
Cerro Blanco 141, Colinas del Cimatario, 76090-Querétaro.
Teléfono: 442-2290804, ext: 81013
betsychaparro@hotmail.com
ecastilloca@ipn.mx

Resumen — Este trabajo presenta una metodología para caracterizar el movimiento, en este caso, del brazo, que permitirá establecer parámetros para el diseño y fabricación de un dispositivo mecatrónico que asista la terapia física de la extremidad. El método consiste en colocar marcadores en las articulaciones y adquirir con una cámara una secuencia de imágenes durante el movimiento de la extremidad. La posición y velocidad de las articulaciones se obtienen a través de procesamiento de imágenes

Palabras Claves— *Terapia Física, rehabilitación, dispositivo mecatrónico.*

Anexo C. IV Congreso Internacional de Investigación en Rehabilitación


Fotografía poster



MECANISMO PARALELO PARA LA REPRODUCCIÓN DE CUATRO MOVIMIENTOS EMPLEADOS EN LA REHABILITACIÓN DE LA RODILLA

Chaparro Rico Betsy, Castillo Castañeda Eduardo

Instituto Politécnico Nacional, CICATA-Unidad Querétaro.
Cerro Blanco 141, Colinas del Cimatarío, 76090-Querétaro.
Tel: (442) 229-0804, Ext. 81013, email: betsychaparro@hotmail.com



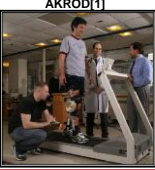
Área de investigación: Tecnológica.

Introducción


En la rehabilitación de la rodilla se realizan varios ejercicios en los que no se logra tener repetitividad debido a que el especialista tiene que asistir de forma manual al paciente. Como respuesta a esta problemática se presenta una alternativa para la reproducción de cuatro ejercicios comúnmente usados. Se presenta el diseño de un mecanismo pertinente no solo de acuerdo a las necesidades médicas y tecnológicas sino también de acuerdo a las tendencias y estado actual del avance tecnológico a nivel internacional.

La tecnología de equipos médicos representa un costo elevado y generalmente debe ser importada. En las siguientes figuras se observan algunos dispositivos para la rehabilitación del miembro inferior:


AKROD[1]



Máquina TEM[2]



Dispositivo de Randy Hall[3]




Objetivo

Proponer un mecanismo capaz de reproducir cuatro de los principales ejercicios usados en la rehabilitación de la rodilla.


Metodología

De acuerdo a los ejercicios comúnmente empleados en la rehabilitación de la rodilla y con la asesoría de especialistas del Centro de Rehabilitación Integral de Querétaro (CRIC), se seleccionaron los cuatro ejercicios que se reproducirán, de estos se observó el comportamiento en el plano cartesiano y el comportamiento angular por medio de un proceso de adquisición de la trayectoria usando tratamiento de imágenes. Las siguientes figuras exponen los cuatro ejercicios seleccionados:


Ejercicio A
Elevación de pierna extendida




Ejercicio B
Flexo-extensión de rodilla con inclinación fija de cadera



Ejercicio C
Flexo-extensión de la rodilla



Ejercicio D
Flexo-extensión de rodilla y cadera



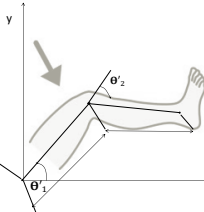
De acuerdo a la caracterización de los ejercicios se definieron los requisitos para seleccionar el mecanismo, entre varias opciones se optó por un **mecanismo paralelo de 5 barras**, al cual se le realizó el análisis de movimiento por medio del cálculo de su cinemática inversa. En el caso de fabricación y comercialización, este diseño debe certificarse por el estándar de calidad ISO 13485:2003.

Para el dimensionamiento del mecanismo se empleó un estudio de las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana [4], del cual se seleccionaron estaturas mínimas y máximas ubicadas en el percentil 5 y 95, correspondiente a la población adulta mexicana, obteniendo un rango de 1.444 m. a 1.813 m.

Resultados

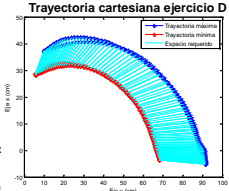
Se obtuvo la trayectoria articular de los ejercicios que describen los ángulos θ_1' y θ_2' , donde el primero es el ángulo formado entre el fémur y el plano cartesiano de referencia y el segundo es el ángulo formado entre la tibia y el fémur, como se muestra en la siguiente imagen. Con base a la trayectoria articular se obtuvo además la trayectoria cartesiana para las diferentes estaturas en cada uno de los ejercicios.

Ángulos referenciados

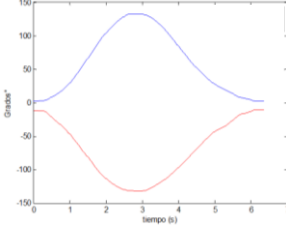


En las siguientes gráficas se aprecia, como ejemplo, el comportamiento articular y cartesiano del ejercicio D.

Trayectoria cartesiana ejercicio D

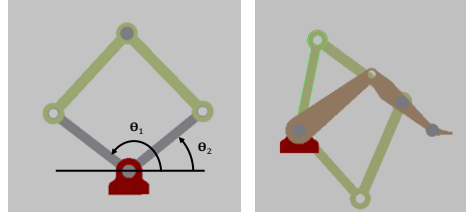


Trayectoria articular ejercicio D



En la siguiente figura se representa el mecanismo 5 barras, donde los ángulos θ_1 y θ_2 corresponden a las posiciones alcanzadas por los actuadores que están localizados en esas dos articulaciones. La pierna se fija al mecanismo como se muestra en la figura. Los ángulos θ_1 y θ_2 se varían utilizando motores lineales tipo pistón.

Mecanismo de 5 barras



Se obtuvo la cinemática inversa del mecanismo 5 barras, se pudo evaluar su espacio de trabajo para observar si alcanzaba las posiciones mínimas y máximas de los ejercicios, para esto se siguieron las trayectorias obtenidas de los movimientos para las diferentes estaturas, lográndose los cuatro recorridos.

Además se pudo observar que entre más cercanos están los actuadores al origen, mayor es el espacio de trabajo alcanzado por el mecanismo. También se obtiene mayor espacio de trabajo si las barras son de igual longitud, si el tamaño de cualquiera de las barras aumenta o disminuye respecto a la otra barra, el espacio de trabajo se hace menor.

El mecanismo fue dibujado en un software de diseño y simulación, en el que finalmente se logró reproducir cada uno de los ejercicios seleccionados para el rango de estaturas necesario para los mexicanos.

Conclusión

Se obtuvo el diseño de un prototipo de un mecanismo que puede seguir la trayectoria de cuatro movimientos generalmente empleados en la rehabilitación de la rodilla, la construcción de este diseño podría optimizar los procesos de rehabilitación brindando mayor seguridad al paciente.

El siguiente paso corresponde a los detalles de diseño para la construcción e implementación del mecanismo.

Referencias

- [1] Weinberg B; Nikitczuk J et al. Design, Control and Human testing of an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device. IEEE International conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10-14 abril de 2007.
- [2] Sakaki Taisuke; Okada, Seiichiro; Okajima, Yasutomo y Tanaka, Naofumi. TEM: therapeutic exercise machine for hipand knee joints of spastic patients. Sixth international conference on rehabilitation robotics ICORR'99, 1999.
- [3] Hall, Jacob Randy. Knee rehabilitation device. Patent application Hall., patent US 2011224585A1, Draper, UT, US, 2011.
- [4] Avila R.; Prado L.; González E (2001) Dimensiones antropométricas de población latinoamericana: dimensiones antropométricas de la población mexicana. Universidad de Guadalajara. Centro de investigaciones en ergonomía. P 21-137.

Anexo D. Resumen revista de INVESTIGACIÓN EN DISCAPACIDAD

Resumen publicado en la revista de INVESTIGACIÓN EN DISCAPACIDAD

MECANISMO PARALELO PARA LA REPRODUCCIÓN DE CUATRO MOVIMIENTOS EMPLEADOS EN LA REHABILITACIÓN DE LA RODILLA

Chaparro Rico B¹, Castillo Castañeda E¹, ¹Mecatrónica-IPN-CICATA,Qro.

Introducción En la rehabilitación de la rodilla se realizan varios ejercicios en los que no se logra tener repetitividad debido a que el especialista tiene que apoyar de forma manual al paciente. Como respuesta a esta problemática se presenta una alternativa para la reproducción de cuatro ejercicios comúnmente usados. Se presenta el diseño de un mecanismo paralelo que ofrece ventajas en comparación a los mecanismos seriales, en cuanto a la precisión, capacidad de carga, rigidez y velocidad. El mecanismo propuesto es pertinente no sólo de acuerdo a las necesidades médicas y tecnológicas presentes sino también de acuerdo a las tendencias y estado actual del avance tecnológico a nivel internacional. **Objetivo** Proponer un mecanismo paralelo capaz de reproducir cuatro de los principales ejercicios usados en la rehabilitación de la rodilla. **Metodología** De acuerdo a los ejercicios comúnmente empleados en la rehabilitación de la rodilla y con la asesoría de especialistas del Centro de rehabilitación integral de Querétaro (CRIQ), se seleccionaron los cuatro ejercicios que se reproducirían, de estos se observó el comportamiento en el plano cartesiano y el comportamiento angular por medio de un proceso de adquisición de la trayectoria usando tratamiento de imágenes. Para el dimensionamiento del mecanismo se empleó un estudio de las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, del cual se seleccionaron estaturas mínimas y máximas ubicadas en el percentil 5 y 95, correspondiente a la población adulta mexicana, obteniendo un rango de 1.444 m. a 1.813 m. De acuerdo a los requisitos establecidos, entre varias opciones se optó por el mecanismo paralelo de 5 barras, al cual se le realizó el análisis de movimiento por medio del cálculo de su cinemática inversa. En el caso de fabricación y comercialización, este diseño debe certificarse por el estándar de calidad ISO 13485:2003. **Resultados** Resuelta la cinemática inversa del mecanismo 5 barras pudo evaluarse su espacio de trabajo para observar si alcanzaba las posiciones mínimas y máximas de los ejercicios, para esto se siguieron las trayectorias obtenidas de los movimientos para las diferentes estaturas, lográndose los cuatro recorridos. Además se pudo observar que entre más cercanos están los actuadores al origen, mayor es el espacio de trabajo alcanzado por el mecanismo. También se obtiene mayor espacio de trabajo si las barras son de igual longitud, si el tamaño de cualquiera de las barras aumenta o disminuye respecto a la otra barra, el espacio de trabajo se hace menor. El mecanismo fue dibujado en un software de diseño y simulación, en el que finalmente se logró reproducir cada uno de los ejercicios seleccionados para el rango de estaturas necesario para los mexicanos. **Conclusiones** Se obtuvo el diseño de un prototipo de un mecanismo para la rehabilitación de la rodilla que puede seguir la trayectoria de cuatro movimientos generalmente empleados en la rehabilitación de la rodilla, la construcción de este diseño podría optimizar los procesos de rehabilitación brindando mayor seguridad al paciente.

Anexo E. Patente

Primera página del documento

DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE LA RODILLA

OBJETO DE LA INVENCION

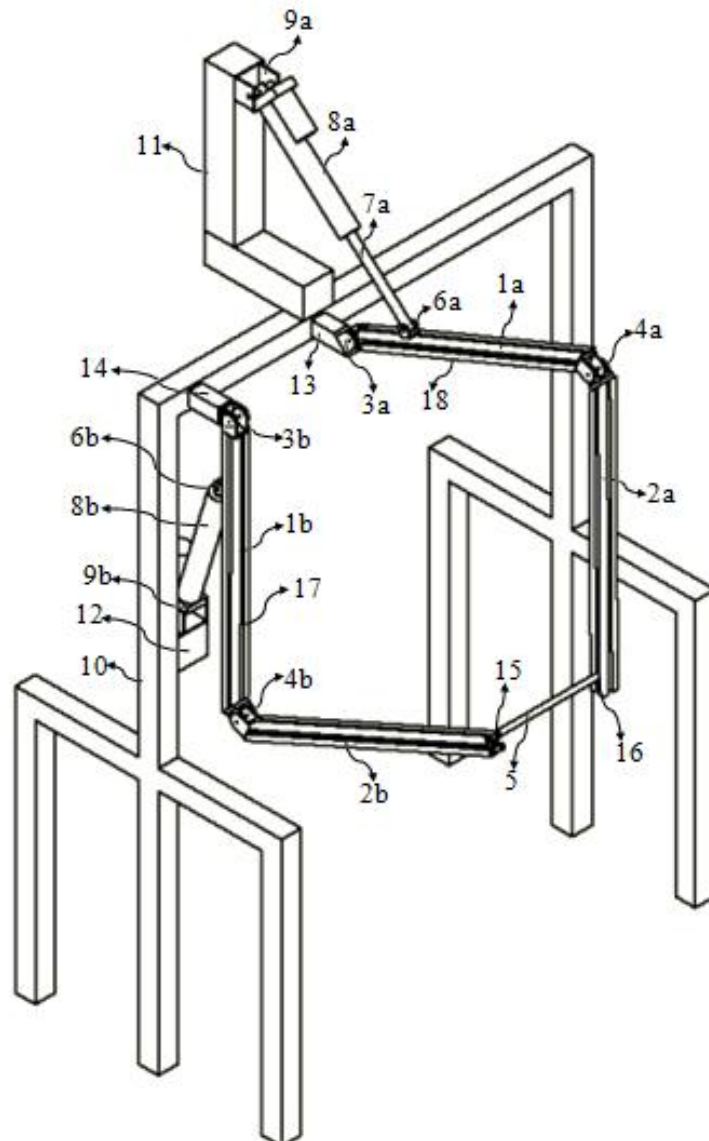
La presente invención es una contribución a la robótica de rehabilitación, y comprende un mecanismo articulado actuado que se fija a la pierna del paciente y permite la reproducción de ejercicios de rehabilitación de la rodilla, permitiendo la flexión-extensión de rodilla y también la flexión-extensión de la cadera en diferentes posiciones y trayectorias, el dispositivo soporta diferentes tamaños de pierna y los ejercicios pueden hacer parte de cualquier etapa del proceso de rehabilitación. Los actuadores pueden ser operados automáticamente por medio de un controlador.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

En el estado de la técnica, se han reportado dispositivos que permiten realizar generalmente un solo ejercicio empleado en la rehabilitación de la rodilla y algunos se enfocan principalmente en tratar solo un padecimiento. Existen otros dispositivos que se pueden usar en diferentes etapas de la rehabilitación pero el paciente debe usar la fuerza de sus brazos para emplear el aparato; otros aparatos controlados por actuadores permiten la flexión-extensión de la rodilla pero siempre por medio del mismo ejercicio donde solo se acorta o extiende el rango de movimiento sin permitir la variación de la forma de la trayectoria.

Los dispositivos para la rehabilitación de la rodilla se enfocan exclusivamente en la articulación de la rodilla sin considerar que para la rehabilitación de la rodilla también...

Primera figura de la patente



Anexo F. Congreso MUSME

5th International Symposium On Multibody Systems And Mechatronics 2014”,
Huatulco, México.

Design of a Parallel Mechanism for Knee Rehabilitation

B. D. Chaparro-Rico, E. Castillo-Castaneda and R. Maldonado-Echegoyen

Instituto Politecnico Nacional, CICATA Unidad Queretaro, Mexico. e-mail:
betsychaparro@hotmail.com; ecastilloca@ipn.mx, rodrigorobotics@hotmail.com

Abstract. This paper discusses the design of lower limb rehabilitation device based on a five-bar parallel mechanism. The proposed mechanism reproduces exercises for knee rehabilitation, wherein the end-effector of the five-bar mechanism guides patient's leg. Forward and inverse position kinematics of the mechanism was revised. Detailed mechanical design using CAD was performed and it was used for deformation analysis and construction of the mechanical structure.

Keywords: Position kinematics, five-bar mechanism, knee rehabilitation, deformation analysis

Anexo G. Congreso CCMMS 2014

Proceedings of 2014 IFToMM Asian Conference on Mechanism and Machine Science

July 9–10, 2014, Tianjin, China

Position kinematics of a parallel robot based on a five-bar mechanism for knee rehabilitation

Betsy D. M. Chaparro-Rico, Eduardo Castillo-Castaneda

Instituto Politecnico Nacional, CICATA Unidad Queretaro, Queretaro, Mexico.

e-mail: betsychaparro@hotmail.com, ecastilloca@ipn.mx

Abstract: This paper presents the design and kinematics of a parallel robot for knee rehabilitation. The robot is based on a five-bar mechanism and helps the physiotherapist in the realization of 4 basic rehabilitation exercises. The work deals specifically with the characterization of the exercises, the position kinematics of the robot, and the final mechanical design. The robot may slide along a stretcher and the end-effector is responsible for guiding the patient leg to follow the characteristic path of each exercise.

Keywords: Position kinematics, five-bar mechanism, knee rehabilitation

Anexo H. Artículo de difusión en la Gaceta Politécnica

Gaceta Politécnica Número 1083, 19 de mayo de 2014, Vol 16, ISSN 0061-3848



Instituto Politécnico Nacional

Gaceta

Politécnica

ISSN 0061-3848

AÑO L VOL 16

19 DE MAYO DE 2014

NÚMERO 1083

Ciudad del Conocimiento, sede del Congreso de las Américas

Yachay, la Ciudad del Conocimiento en Ecuador, será el punto de encuentro de expertos para analizar los desafíos de la educación internacional. (Pág. 3)



Reconocen inventiva de politécnicos en Aldea Digital

Sobresalen proyectos de educandos de bachillerato del IPN en concurso organizado por Académica TelmexHub en el marco del evento Aldea Digital. (Pág. 9)



FESTEJO POR 55 AÑOS DE LA UNIDAD PROFESIONAL "ADOLFO LÓPEZ MATEOS"



La Unidad Profesional "Adolfo López Mateos" cumplió 55 años de fundación y el Instituto Politécnico Nacional lo celebró con un concierto de la Orquesta Sinfónica de esta casa de estudios (OSIPN) en el Palacio de Bellas Artes, al que asistió la directora General, Yoloxóchitl Bustamante Díez, acompañada por el secretario de Educación Pública, Emilio Chuayffet Chemor, así como por directivos de centros, escuelas y unidades políticas. (Pág. 4 y 5)

Patenta CICATA Querétaro dispositivo auxiliar para la rehabilitación de rodilla

Como un apoyo a la terapia de rehabilitación, Eduardo Castillo Castañeda, especialista del Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada (CICATA), Unidad Querétaro, desarrolló un dispositivo que reproduce los movimientos que de manera manual ejecuta el fisioterapeuta al paciente para facilitar la labor y el esfuerzo de ambos. (Págs. 12 y 13)



Apoyo en el área biomédica

INNOVA CICATA DISPOSITIVO PARA FACILITAR LA REHABILITACIÓN DE RODILLA

El prototipo politécnico ya está patentado y listo para pasar a las etapas de difusión y comercialización



Eduardo Castillo Castañeda, especialista del Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada (CICATA), Unidad Querétaro, desarrolló un dispositivo para rehabilitación de rodilla con tecnología cien por ciento politécnica y mediante el cual se pretende la recuperación de los pacientes con problemas en los miembros inferiores.

El investigador destacó que en años recientes se ha incrementado la necesidad de utilizar este tipo de desarrollos tecnológicos en el área médica y biomédica, principalmente para la rehabilitación de brazos, manos y rodillas.

Señaló que todavía la fisioterapia que se realiza en muchos hospitales y clínicas públicas y privadas en el país es en forma manual, por lo que se requieren muchas horas y se aplican determinados ejercicios para ayudar al enfermo a fortalecer el miembro afectado.

Esto ocasiona, aseguró, un desgaste en el rehabilitador o fisioterapeuta, quien ayuda a los pacientes a realizar los ejer-

cicios y los sostiene durante varias horas al día. "Por ello los robots fueron creados como auxiliares en la industria manufacturera y en diversas áreas, entre ellas la médica y la biomédica".

El experto en mecatrónica refirió que tras una visita al Centro de Rehabilitación Integral de Querétaro se detectó la importan-



En el proyecto participa la alumna de maestría Betzy Chaparro Ric