

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
CARRERA DE BIOINGENIERÍA



**DISEÑO DE UN EXOTRAJE PARA LA MEDICIÓN
DE RIGIDEZ DE LOS ERECTORES ESPINALES
LUMBARES EN PACIENTES ADOLESCENTES CON
ESCOLIOSIS IDIOPÁTICA COMO MÉTODO DE
MONITOREO NO INVASIVO**

TESIS

Para optar el título profesional de Bioingeniero

AUTOR

Cesar Luciano Otarola Ruiz (ORCID: 0009-0008-9866-1769)

ASESOR

Emir Vela Saavedra, Ph. D. (ORCID: 0000-0002-9397-2452)

Lima – Perú

2025

DECLARACIÓN JURADA

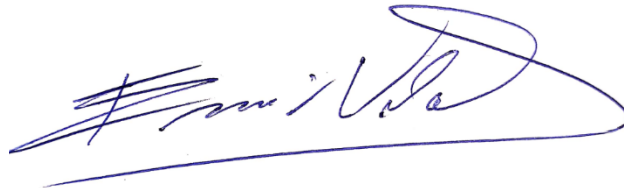
Yo, Emir Vela Saavedra, identificado con DNI N° 40063139, en mi condición de persona responsable de validar la autenticidad de los trabajos de investigación y tesis de la Universidad de Ingeniería y Tecnología (en adelante, la Universidad), **declaro bajo juramento** lo siguiente:

Que el trabajo de investigación/tesis denominado: "DISEÑO DE UN EXOTRAJE PARA LA MEDICIÓN DE RIGIDEZ DE LOS ERECTORES ESPINALES LUMBARES EN PACIENTES ADOLESCENTES CON ESCOLIOSIS IDIOPÁTICA COMO MÉTODO DE MONITOREO NO INVASIVO", ha sido elaborado bajo mi asesoría, por Cesar Luciano Otarola Ruiz, identificado con DNI N°73044620, para obtener el título profesional de Bioingeniería.

El trabajo de investigación/tesis antes mencionado ha sido sometido a los mecanismos de control y sanciones anti plagio previstos en la normativa interna de la Universidad, encontrándose un porcentaje de similitud de 0%.

En fe de lo cual firmo la presente.

En Barranco, el 13 de enero de 2025



Firma del asesor

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	12
INTRODUCCIÓN	14
Presentación del tema de investigación.....	14
Descripción de la situación problemática	14
Formulación del problema	16
Objetivos de investigación	17
Justificación.....	18
Alcance y limitaciones / restricciones.....	19
HITO DE DISEÑO 1	24
CAPÍTULO I.....	25
REVISIÓN CRÍTICA DE LA LITERATURA	25
1.1. Formas de monitorización no-ionizante de escoliosis.....	25
1.1.1. Índices posturales de fotografías	25
1.1.2. Uso de topografía superficial	25
1.1.3. Cálculo de ángulos polares.....	26
1.1.4. Asimetría de señales EMG.....	26
1.2. Métodos para obtención de rigidez del torso	27
1.2.1. Determinación mediante sensores de fuerza y desplazamiento	27
1.2.2. Uso de MyotonPro	27
1.2.3. Aplicación de elastografía de ondas de corte (SWE).....	28
1.3. Tecnologías vestibles aplicadas al torso y miembros superiores	29

1.3.1. Exoesqueleto ROSE	29
1.3.2. Dispositivo robótico TruST	29
1.3.3. Exotraje para torso AireLevate	30
1.3.4. Prototipos de exotraje para torso de Cakmak.....	30
1.3.5. Exotraje para miembros superiores CUBE	31
1.3.6. Exotraje para miembros superiores CRUX	31
CAPÍTULO II	33
MARCO TEÓRICO.....	33
2.1. Escoliosis.....	33
2.1.1. Monitoreo por rayos X	35
2.1.2. Complicaciones	35
2.2. Biomecánica del torso	36
2.2.1. Músculos del torso e interacción con los huesos.....	36
2.2.2. Actividad de los músculos del torso en la escoliosis.....	37
2.3. Rigidez del torso.....	38
2.3.1. Relación de rigidez en términos de fuerza y desplazamiento, y aplicabilidad en los músculos	38
2.3.2. Señales EMG.....	39
2.3.3. Relación entre rigidez muscular y señales EMG.....	40
2.4. Exotrajes robóticos	41
2.4.1. Definición.....	41
2.4.2. Sistemas de actuación.....	41
2.4.3. Cable Bowden	42
2.4.4. Sistema accionado por poleas	43

2.4.5. Elección de textil	43
2.5. Sistema de control	43
2.5.1. Motor de corriente continua	44
2.5.2. Controladores de motor	44
2.5.3. Control PID	45
CAPÍTULO III	46
MARCO METODOLÓGICO	46
3.1. Flujo de metodología.....	46
3.2. Diseño basado en la norma VDI 2221.....	47
3.2.1. Requerimientos del dispositivo	48
3.2.2. Abstracción de ideas y definición de funciones	49
3.2.3. Matriz morfológica.....	51
3.2.4. Definición de concepto de solución	52
3.2.5. Concepto de solución elegido	54
3.2.6. Evaluación y selección de proyecto preliminar.....	55
3.2.7. Identificación de materiales y equipos	57
3.2.7.1. Lista de materiales y equipos	57
3.2.7.2. Presupuesto de exotraje	58
3.3. Diseño de componentes de exotraje	59
3.3.1. Diseño de caja electrónica.....	59
3.3.2. Diseño de poleas.....	60
3.3.3. Diseño de acoples y soporte a celda de carga	60
3.3.4. Modelado CAD y Fabricación del Exotraje	61
3.4. Estrategia de obtención de rango de fuerzas óptimo.....	61

3.4.1. Uso de la base de datos Orthoload	61
3.4.2. Selección de posturas y movimientos	62
3.4.3. Desarrollo de estrategia.....	63
3.5. Estrategia de obtención de datos de fuerza y desplazamiento.....	65
3.5.1. Desarrollo de control PID	65
3.5.2. Medición de sensores	67
3.5.3. Protocolo para obtención de datos	67
3.5.4. Programación de sensores de fuerza y desplazamiento.....	68
3.5.5. Determinación de asimetría de rigidez.....	69
3.5.6. Consideraciones éticas	69
3.6. Estrategia de validación con señales EMG	70
3.6.1. Identificación de señales de músculos a obtener.....	70
3.6.2. Uso de sensor EMG OYMotion	71
3.6.3. Preprocesamiento de señales	72
3.6.4. Procesamiento de señales	72
CAPÍTULO IV	75
RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	75
4.1. Diseño de exotraje.....	75
4.1.1. Diagrama de componentes de exotraje.....	75
4.1.2. Modelado e impresión de caja electrónica	76
4.1.3. Modelado e impresión de poleas	78
4.1.4. Modelado e impresión de conectores	80
4.1.5. Ensamblaje de exotraje.....	81
4.2. Obtención de fuerzas de consigna.....	83

4.2.1. Obtención y organización de fuerzas	83
4.2.2. Determinación de rango de fuerzas	86
4.3. Implementación de sistema de control	87
4.3.1. Sistema de control PID.....	87
4.3.2. Montaje estático	89
4.3.3. Calibración de celda de carga.....	90
4.3.4. Respuesta de control.....	92
4.4. Obtención de magnitud y asimetría de rigidez.....	94
4.4.1. Obtención de rigidez por condición de fuerza.....	94
4.4.2. Obtención de asimetría de rigidez.....	96
4.5. Validación de rigidez con señales EMG	97
4.5.1. Obtención de señales EMG por postura.....	98
4.5.2. Obtención de asimetría de señales EMG.....	99
4.5.3. Correlación de SAI y EAC.....	99
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	101
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	105
ANEXOS.....	119

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla I.1. Diagrama de Gantt de proyecto.....	20
Tabla 1.1. Resumen de características de métodos actuales para obtención de rigidez ...	29
Tabla 1.2. Resumen de características de tecnologías aplicadas al soporte del torso y miembros superiores	32
Tabla 3.1. Requerimientos del dispositivo.....	49
Tabla 3.2. Criterios técnicos y económicos para conceptos de solución	53
Tabla 3.3. Matriz de evaluación de proyectos preliminares para el dispositivo	56
Tabla 3.4. Lista de materiales y equipos para el trabajo de investigación.....	57
Tabla 3.5. Presupuesto para prototipo de exotraje	58
Tabla 3.6. Posturas y movimientos seleccionados para la obtención de fuerzas	63
Tabla 4.1. Componentes y dimensiones de cajas electrónicas.....	76
Tabla 4.2. Fragmento de conjunto de datos (experimento 1 – postura 1 – con actividad) exportado de Orthoload	84
Tabla 4.3. Fragmento de conjunto de datos de los experimentos 1 y 2 en los intervalos de actividad para la postura 1	84
Tabla 4.4. Fragmento de la tabla resumen de valores de Fx y Fz por experimento en postura 1	85
Tabla 4.5. Fragmento de la tabla resumen de valores de Fx y Fz por postura.....	85
Tabla 4.6. Rangos de fuerza calculados para cada postura.....	86
Tabla 4.7. Respuesta de control ante distintas condiciones de fuerza	94
Tabla 4.8. Magnitud de rigidez muscular en experimentos	95
Tabla 4.9. Magnitud de rigidez muscular promedio por condición de fuerza	95

Tabla 4.10. Asimetría de rigidez muscular promedio por condición de fuerza.....	97
Tabla 4.11. Actividad EMG por contracción, postura y condición de fuerza	98
Tabla 4.12. Actividad EMG promedio por postura y condición de fuerza.....	98
Tabla 4.13. Asimetría de señales EMG por postura y condición de fuerza.....	99
Tabla 4.14. Comparación entre asimetría de rigidez (SAI) y asimetría de señales EMG (EAC).....	100

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 2.1. Músculos relacionados con la progresión y el tratamiento de la escoliosis. ..	38
Figura 2.2. Reconocimiento de patrones de una señal EMG.....	40
Figura 2.3. Componentes y efectos del cable Bowden en un exotraje.	42
Figura 3.1. Flujo de metodología.....	47
Figura 3.2. Abstracción de la idea de exotraje robótico.	49
Figura 3.3. Funciones del sistema del exotraje robótico.....	51
Figura 3.4. Matriz morfológica.....	52
Figura 3.5. Flujo de diseño de cajas electrónicas.....	60
Figura 3.6. Flujo de diseño de poleas.	60
Figura 3.7. Flujo de diseño de textil.	61
Figura 3.8. Implante vs. Músculo.	62
Figura 3.9. Elementos de interfaz de Orthoload.	64
Figura 3.10. Estrategia de recolección y análisis de data de fuerza.....	65
Figura 3.11. Esquema de control discreto de velocidad	66
Figura 3.12. Bloque de programación de adquisición de fuerza.....	68
Figura 3.13. Bloque de programación de adquisición de desplazamiento.....	68
Figura 3.14. Bloque de programación de cálculo de rigidez	69
Figura 3.15. Posicionamiento de electrodos de sensor EMG	71
Figura 3.16. Conexión de sensor EMG y microcontrolador.....	72
Figura 3.17. Bloque de programación de adquisición de señales EMG	73
Figura 3.18. Bloque de programación de procesamiento de señales EMG.	74

Figura 4.1. Diagrama de conexiones de componentes del dispositivo robótico.....	76
Figura 4.2. Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja de motor en Autodesk Inventor ..	77
Figura 4.3. Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja de componentes electrónicos en Autodesk Inventor.....	77
Figura 4.4. Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja de polea en Autodesk Inventor ...	78
Figura 4.5. Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja electrónica impresa	78
Figura 4.6. Vista ortográfica, frontal y lateral de Polea en Autodesk Inventor	79
Figura 4.7. Vista ortográfica, frontal y lateral de Polea impresa	79
Figura 4.8. Sujeción entre pieza y músculo de interés (izquierda), y pieza y cable Bowden (derecha)	80
Figura 4.9. Vista ortográfica, frontal y lateral de ensamblaje de conectores y celda de carga en Autodesk Inventor.	81
Figura 4.10. Vista ortográfica, frontal y lateral de ensamblaje de conectores impresos y celda de carga.....	81
Figura 4.11. Exotraje integrado (en Inventor [izquierda] y en usuario con escoliosis leve [derecha])	82
Figura 4.12. Bloque de programación de control PID de velocidad.....	88
Figura 4.13. Bloque de programación de condición de parada por tensión de cable.	89
Figura 4.14. Montaje estático para determinación de parámetros de control	89
Figura 4.15. Fuerza registrada por celda de carga durante calibración.	91
Figura 4.16 Curva de calibración de celda de carga	91
Figura 4.17. Control de fuerza de cable en la condición de parada de 10,5 N	92
Figura 4.18. Control de fuerza de cable en la condición de parada de 21,5 N	93
Figura 4.19. Control de fuerza de cable en la condición de parada de 42 N.	93
Figura 4.20. Placa radiográfica de participante	96

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
Anexo 1: Definición de proyectos preliminares	120
Anexo 2: Justificación detallada de componentes	127
Anexo 3: Información detallada de presupuesto.....	130
Anexo 4: Consentimiento informado.....	133

RESUMEN

La escoliosis es una deformación de la columna que, sin tratamiento adecuado, puede causar complicaciones. Su monitoreo suele realizarse con radiografías periódicas, las cuales pueden afectar los tejidos y no evalúan parámetros biomecánicos clave como rigidez y actividad muscular.

Para solucionar esta limitación, se propone un método de monitoreo no invasivo basado en un exotraje robótico, que mide asimetrías en la rigidez muscular del torso. El estudio se centra en Escoliosis Idiopática del Adolescente (EIA), debido a su mayor riesgo de progresión. La pregunta de investigación es: ¿Cómo implementar y validar un método para determinar la asimetría de rigidez muscular de los erectores espinales lumbares en pacientes con EIA?

El cálculo de rigidez se fundamenta en la ley de Hooke, que requiere conocer fuerza y desplazamiento muscular. Para ello, se diseñan y ensamblan los componentes del sistema. Posteriormente, se obtienen las magnitudes de fuerza para el actuador mediante el análisis de una base de datos ortopédica. Los valores de fuerza y desplazamiento se obtienen mediante sensores integrados en el exotraje, permitiendo calcular la asimetría de rigidez en un adolescente con EIA.

Dado que la actividad y la rigidez muscular están relacionadas, se utiliza electromiografía para determinar su correlación. Como el método de asimetría de actividad muscular ya está validado en la literatura, su correspondencia con la rigidez muscular permite validar la propuesta. Esto ofrece una herramienta de monitoreo no invasivo para la EIA y aporta información relevante para mejorar la flexibilidad de la columna, un aspecto clave en su tratamiento.

PALABRAS CLAVES:

Escoliosis Idiopática del Adolescente (EIA), exotraje, diseño, rigidez muscular, monitoreo.

ABSTRACT

DESIGN OF AN EXOSUIT FOR LUMBAR ERECTOR SPINAE STIFFNESS' MEASUREMENT IN ADOLESCENT PATIENTS WITH LUMBAR IDIOPATHIC SCOLIOSIS AS A NON-INVASIVE MONITORING METHOD

Scoliosis is a spine deformation that, without proper treatment, can cause complications. Its monitoring is usually done through periodic X-rays, which can affect tissues and do not assess key biomechanical parameters such as stiffness and muscle activity. To address this limitation, a non-invasive monitoring method is proposed based on a robotic exosuit that measures asymmetries in muscle stiffness. The study focuses on Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) due to its higher progression risk. The research question is: How can a method be implemented and validated to determine the asymmetry of lumbar erector spinae muscle stiffness in AIS patients? The stiffness calculation is based on Hooke's law, which requires knowing muscle force and displacement. To achieve this, the system components are designed and assembled. Then, force magnitudes for the actuator are obtained through the analysis of an orthopedic database. Force and displacement values are measured by exosuit-integrated sensors, allowing the calculation of stiffness asymmetry in an adolescent with AIS. Since muscle activity and stiffness are related, electromyography is used to determine their correlation. As the method for assessing muscle activity asymmetry is already validated in the literature, its correspondence with muscle stiffness enables the validation of the proposed method. This provides a non-invasive monitoring tool for AIS and offers relevant information to improve spinal flexibility, a key aspect of scoliosis treatment.

KEYWORDS:

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS), exosuit, design, muscle stiffness, monitoring.

INTRODUCCIÓN

Presentación del tema de investigación

El presente trabajo tiene como finalidad el desarrollo preliminar desde un abordaje teórico y experimental de un exotraje robótico que será usado en la zona lumbar. Este dispositivo permite, a través de sensores, registrar datos de fuerza y desplazamiento de músculos superficiales del torso relevantes en la progresión de la escoliosis idiopática en adolescentes. Estos datos permiten conocer la rigidez muscular de los erectores espinales lumbares y la asimetría entre ambos lados (izquierdo y derecho), lo que puede ser usado como potencial método para monitorear la escoliosis de forma no invasiva y brindando información útil para mejoras en el tratamiento del mismo.

Descripción de la situación problemática

La escoliosis es una condición musculo-esquelética que afecta a un porcentaje considerable de la población. La Sociedad de Investigación de la Escoliosis (Scoliosis Research Society) la define como una curvatura en la columna que se presenta principalmente en el plano coronal en forma de “C” o “S” [1], [2], [3]. Con el propósito de entender la magnitud de la situación, en Estados Unidos, uno de los países con mayor documentación demográfica del padecimiento, la escoliosis es el desorden ortopédico más común en niños y adultos mayores [4], [5]. Del mismo modo, en Perú, entre el 2% y el 4% de la población presenta escoliosis [6].

Es importante tratar la escoliosis desde sus fases tempranas para así evitar complicaciones a largo plazo. Los síntomas que suelen presentarse en un primer momento son principalmente estéticos: asimetría de hombros, omóplatos, caja torácica y cintura. De no llevar un tratamiento eficaz y oportuno, la escoliosis puede empeorar y conllevar a problemas respiratorios, dolores crónicos en espalda y hombros, y asimetrías más notorias que tienen un impacto perjudicial en la autoestima [7], [8]. Estos aspectos hacen que sea

indispensable un monitoreo oportuno para buscar el mejor tratamiento posible según las necesidades del paciente con escoliosis.

Para su abordaje clínico, la escoliosis se clasifica por origen y severidad. Por origen, se puede clasificar como neuromuscular, causado por un desbalance muscular; congénita, por un desarrollo vertebral asimétrico; e idiopática, sin causa específica [9]. En lo que respecta a severidad, la escoliosis se clasifica en leve, moderada y grave según la magnitud de la curva [6], [10]. En la Guía de Práctica Clínica de Perú se establece que, para tratar curvas leves, se recurre al monitoreo, para moderadas se usa además el corsé continuamente, y para graves se sugiere la corrección quirúrgica [11]. El monitoreo siempre es recomendado independientemente de la magnitud de la curva. Dado el potencial de progresión de la escoliosis y para evitar las complicaciones que generan un abordaje quirúrgico, se prestará especial atención a los problemas de cumplimiento de objetivos en el tratamiento de las curvas desde la fisioterapia.

Como primer punto problemático, el tratamiento de la escoliosis involucra activamente la fisioterapia, pero la manera de medir su efectividad no refleja el cumplimiento de tres de los objetivos de la guía de abordaje terapéutico. El ejercicio fisioterapéutico es uno de los pilares esenciales del tratamiento de escoliosis leve y moderada, y puede involucrar varios métodos dependiendo del criterio del especialista tales como el ejercicio convencional, método SEAS, método Schroth, ejercicios de estabilización, método Klapp y ejercicio orientado para la tarea [12]. Para validar la efectividad de estos ejercicios, el médico se enfoca principalmente en observar la reducción del ángulo de curvatura y el ángulo de rotación de la columna [12] a través del uso de rayos X. Estos dos parámetros son de suma importancia; sin embargo, no reflejan el cumplimiento de tres objetivos de tratamiento planteados en la Guía de Práctica Clínica; estos son: flexibilizar la columna vertebral, elongar la musculatura acortada, y fortalecer los músculos [6]. Estos tres objetivos son de enfoque biomecánico, pues abarcan características mecánicas de los músculos y huesos tales como la flexibilidad, elasticidad, dureza y rigidez. Tales propiedades son escasamente evaluadas en el monitoreo actual de la escoliosis pese a que permitirían una retroalimentación más completa de la

efectividad del tratamiento fisioterapéutico. Por ende, es necesaria una solución de monitoreo que contemple la evaluación de al menos una de estas propiedades.

Como segunda cuestión problemática, el diagnóstico y el monitoreo de la escoliosis se realiza principalmente a través de radiografías periódicas, lo que representa un riesgo a la salud del paciente. Como parte del diagnóstico, el médico revisa la espalda del paciente y, en caso se encuentre una protuberancia, solicitará la realización de una radiografía para confirmar la presencia de escoliosis [13]. De la misma forma, el monitoreo se realiza cada 3 o 6 meses dependiendo de la progresión de la condición [14]. En otras palabras, tanto el diagnóstico como el monitoreo dependen de los rayos X; no obstante, estos utilizan radiación ionizante.

Esta radiación tiene la energía suficiente para alterar las células del individuo expuesto al proceso, e inclusive, tiene el potencial a largo plazo de inducir embarazos anormales y tipos de cáncer como el cáncer de mama [15], [16]. Pese a que los rayos X son el estándar actual para el tratamiento, se debe buscar su reducción de uso mediante una solución no invasiva a evaluar la progresión de la condición.

A partir de los problemas señalados, se pone en manifiesto la necesidad de desarrollar una solución que ayude a monitorear la rigidez muscular, uno de los parámetros biomecánicos más importantes. De este modo, su importancia radica en validar holísticamente la efectividad de la fisioterapia y reducir el uso de rayos X en el monitoreo de progresión de curva debido a su potencial cancerígeno y nocivo.

Formulación del problema

El trabajo de investigación busca desarrollar un exotraje robótico para recopilación de la rigidez muscular en erectores espinales lumbares. Estos datos recopilados serán la fuerza y el desplazamiento aplicados por los actuadores del exotraje, parámetros que permitirán evaluar la funcionabilidad del exotraje y que serán claves para la obtención de las rigideces musculares en distintas regiones del torso. La asimetría de rigideces es un parámetro importante a determinar, pues es un importante indicador del grado y región en el que la curva escoliótica se presenta; por ende, puede ayudar a predecir la progresión de la

curva escoli6tica sin necesidad de exponerse a radiaciones ionizantes. En base a ello, se formula el siguiente problema de investigaci6n: ¿C6mo se puede implementar y validar un m6todo que determine la asimetría de rigidez muscular de los erectores espinales lumbares en personas con EIA lumbar?

Objetivos de investigaci6n

Objetivo general

Diseñar un exotraje rob6tico que estimule los m6sculos erectores espinales lumbares a partir del tensionamiento de cables, y registre la fuerza y desplazamiento de estos m6sculos para la obtenci6n de la asimetría de rigidez bajo distintas fuerzas ejercidas por actuadores.

Objetivos específcos

Los objetivos que se plantean se cumplirán en el orden que se describen y comprenden las distintas fases del proyecto.

1. Bosquejar y modelar un exotraje enfocado a la zona lumbar para el monitoreo de rigidez en adolescentes con escoliosis idiopática.
2. Obtener las fuerzas de control a ser ejercidas por actuadores del exotraje lumbar a trav6s de análisis de bases de datos ortopédicas.
3. Implementar un sistema controlado de fuerzas por cables y poleas para estimulaci6n de zona lumbar que registre fuerza y desplazamiento en el m6sculo paravertebral erector de la columna por medio de sensores.
4. Obtener la asimetría en las rigideces musculares a partir de los datos de fuerza y desplazamiento registrados haciendo uso del exotraje bajo distintas fuerzas características de posturas de fisioterapia.
5. Validar el m6todo propuesto de asimetría de rigideces obtenida con el exotraje a partir de un m6todo validado en investigaciones previas: asimetría de actividad muscular de la zona lumbar del m6sculo erector espinal lumbar del participante.

Justificación

En primer lugar, la solución tiene como población objetivo al grupo de pacientes de escoliosis con mayor prevalencia a nivel mundial y nacional: la escoliosis idiopática del adolescente (EIA). A nivel mundial, se reporta que tiene una prevalencia del 0,47 al 5,2%, y en Perú, 7 de cada 10 personas que padecen de escoliosis presentan EIA [6], [17]. De manera particularmente relevante a nivel nacional, un estudio con una muestra de colegios de educación secundaria ubicados en Lima Norte concluyó que un 27,23% de estudiantes presentaban esta condición [18].

Además, el tipo de escoliosis especificado es de incidencia leve y moderada debido al alto número de sesiones de terapia que este grupo de personas presentan. De acuerdo a la Guía de Práctica Clínica del Instituto Nacional de Rehabilitación, el número de sesiones que un paciente con escoliosis moderada requiere es de 8 cada 6 meses y 12 cada 4 meses, respectivamente [6]. De este modo, idealmente se tendría de 1 a 3 sesiones mensualmente. Dado que el objetivo a largo plazo es la integración de la solución en las sesiones de fisioterapia, este grupo sería el principal usuario del exotraje.

Se determina a la región lumbar como zona de acción del exotraje robótico porque beneficiaría potencialmente a un mayor número de personas. A nivel nacional, el 55% de los casos de escoliosis diagnosticados ocurren en la zona lumbar [6]. En lo que respecta al diseño, involucrar a la zona cervical para el exotraje significaría considerar más recursos y abarcar el trabajo de más músculos de los que realmente se necesitarían para tratar la escoliosis en la mayoría de casos. Por otro lado, la zona torácica sí podría considerarse a largo plazo y así llegar a abarcar hasta un 99% de casos de escoliosis.

La propuesta involucra desarrollar una potencial herramienta para el monitoreo no invasivo de progresión dada la falta de parámetros que no pueden ser obtenidos por rayos X. Los datos obtenidos por radiografías son de gran relevancia; no obstante, se deben considerar otros valores para una evaluación más completa del monitoreo de progresión. Estos parámetros no toman en cuenta que la escoliosis es una deformación tridimensional, un problema que es posible de solucionar actualmente aumentando el número de radiografías de otros planos, pero que incurrirían en mayores costos y efectos nocivos a largo plazo por el

uso de radiación ionizante en el cuerpo [19], [20]. En este sentido, una forma menos invasiva de obtener información tridimensional y biomecánica de la progresión de la deformación es el exotraje, pues abarcará la evaluación directa de propiedades de los músculos y la información no se basará un solo plano.

Se identificó a la rigidez como parámetro a obtener por su relevancia en la literatura y la necesidad de encontrar una herramienta que considere la escoliosis desde una perspectiva biomecánica. Estudios señalan que la asimetría de características biomecánicas tales como rigidez y tono muscular se relacionan directamente con la severidad de la escoliosis [21], por ende, de la efectividad de la fisioterapia. La importancia de este parámetro también se observa en el diseño de mejores corsés, pues el grado de corrección a obtener con dichas órtesis dependerán en gran medida de la rigidez del torso [22], [23]. En tal sentido, se observa que la obtención de la rigidez muscular puede ayudar en dos pilares del tratamiento de la escoliosis: la fisioterapia y el corsé, generando sesiones más personalizadas de fisioterapia y corsés con un mejor grado de corrección.

La propuesta sería viable económicamente por su adaptabilidad a diferentes curvas y su potencial inclusión en sesiones de fisioterapia para un monitoreo más constante. Se considera desarrollar un exotraje con base flexible para ajustarse con relativa facilidad a distintas geometrías del torso, evitando así tener que adquirir un dispositivo a la medida de cada persona. El exotraje podría adaptarse a diversas curvas que presente la persona pues la parte tangible del sistema (textil y componentes electromecánicos) será la misma. Además, el uso está contemplado en una primera instancia en sesiones de fisioterapia porque permitirá un monitoreo más frecuente de la progresión de escoliosis, y ver si el tratamiento está siendo efectivo en la reducción de la asimetría de rigideces de los músculos de interés.

Alcance y limitaciones / restricciones

El alcance de la investigación comprende idear y diseñar por ordenador un exotraje robótico para adolescentes con Escoliosis Idiopática de grado leve y moderado y desarrollar un prototipo de la porción lumbar del exotraje para evaluar el parámetro biomecánico de rigidez. No se planea el uso del dispositivo de manera constante a diferencia de un corsé pues

no reemplazará la función de este pilar del tratamiento conservador, sino que se utilizará como complemento a las sesiones de fisioterapias programadas con un especialista en la salud con fines exclusivos de monitoreo.

Se validará una porción del exotraje, siendo este acotado al músculo erector espinal lumbar por su relevancia en la literatura y se calcularán las rigideces por postura a través de sensores a la vez que se obtienen las señales EMG de estas mismas zonas. Debido a que solo una parte será validada experimentalmente, no se podrá obtener un perfil completo de rigideces del torso. Los soportes de los sensores y actuadores para el exotraje se fabricarán con filamentos en una impresora 3D. Por último, la evaluación experimental se realizará en una persona que padece de EIA lumbar leve por facilidad de acceso.

Plan de gestión del proyecto

Las actividades del proyecto se dividen según los objetivos específicos planteados (O.E.) y se esquematizan en la **Tabla I.1**.

Objetivo Específico	Actividad	2023					2024						
		Ago.	Sep.	Oct.	Nov.	Dic.	Ene.	Feb.	Mar.	Abr.	May.	Jun.	Jul.
1	Investigación inicial y definición de problema												
	Investigación de biomecánica de torso												
	Investigación de situación problemática												
	Investigación de exoesqueletos y exotrajes												
	Formulación formal de problema y objetivos												
	Investigación de trabajos preliminares												

	Investigación de sensores de fuerza y desplazamiento																		
1	Diseño de exotraje																		
	Diseños conceptuales de exotraje																		
	Selección de concepto de exotraje																		
	Selección de material de textil																		
	Diseño de partes rígidas de exotraje																		
	Diseño del textil del exotraje																		
2, 3, 4, 5	Marco metodológico																		
	Plan de obtención de fuerzas																		
	Plan de experimentación de sensores de exotraje																		
	Plan de experimentación de sensores EMG																		
2	Obtención de fuerzas																		
	Selección de base de datos																		
	Selección de posturas de fisioterapia																		
	Análisis de fuerzas en Orthoload																		
5	Procesamiento de señales EMG																		
	Obtención de señales EMG																		
	Preprocesamiento de señales EMG																		
	Procesamiento en zona de interés																		

3	Procesamiento de señal de fuerza													
	Calibración de celda de carga													
	Impresión de acoples de celda con cable y piel													
	Procesamiento de celda de carga													
3	Diseño e impresión de polea													
	Diseño de polea													
	Impresión 3D de poleas													
	Iteraciones													
3	Control PID													
	Lectura de velocidad													
	Diseño de controlador													
	Programación de rutinas													
	Experimentación													
3	Adquisición de datos													
	Programación													
	Adquisición de fuerza y desplazamiento													
	Iteraciones													
4	Cálculo de rigidez													
	Integración de componentes en traje													
	Sujeción de componentes													
	Obtención de rigidez													
	Iteraciones													
4, 5	Validación de distintas posturas													

HITO DE DISEÑO 1

DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

El problema identificado como la falta de un método no invasivo de diagnóstico y monitoreo de progresión de la escoliosis requiere de una solución ingenieril aplicable al torso del paciente. En el diseño de solución se contemplan tres áreas de especialización del programa de estudio que se detallan a continuación:

1. Fisiología: Se entiende a la fisiología como el estudio de funciones de los seres vivos. Dentro de la fisiología humana se encuentra el sistema musculoesquelético. Para el desarrollo de la solución es necesario comprender el sistema musculoesquelético del torso, dado que la escoliosis es un desorden en el desarrollo de este sistema y la solución busca monitorear un parámetro del mismo: la rigidez del músculo erector espinal de la región lumbar.

2. Programación: El sistema de control del exotraje requiere de un microcontrolador que será programado a través de Matlab, en donde se implementarán las rutinas de accionamiento de la solución. Del mismo modo, se programa el registro de señales analógicas y digitales obtenidas por la celda de carga y encóder de motor respectivamente. Es imprescindible que la programación se realice de manera óptima, pues de ello dependerá la obtención de datos de fuerza y desplazamiento en la zona de interés, que se traducen en la rigidez muscular.

3. Señales: La validación de la utilidad del método propuesto de obtención de rigidez a través del exotraje es la obtención de las señales EMG de los músculos erectores espinales lumbares, pues se ha encontrado evidencia que sustenta la asimetría de las señales EMG en varios músculos de la espalda como un indicador importante de progresión escoliástica. De este modo, si la asimetría obtenida de rigidez guarda una fuerte correlación con las señales EMG, entonces el método propuesto es aplicable. Las señales electromiográficas son de origen biológico pues registran la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos a través de sensores unidos a electrodos colocados en la superficie de los músculos.

CAPÍTULO I

REVISIÓN CRÍTICA DE LA LITERATURA

En este capítulo, se realiza una comprensiva y detallada revisión de la literatura relacionada al desarrollo del proyecto.

1.1. Formas de monitorización no-ionizante de escoliosis

El método por excelencia para monitorizar a pacientes con escoliosis son los rayos X; no obstante, estos emiten radiación ionizante que puede ser perjudicial a largo plazo [15] , [16], por lo que se analizan investigaciones en donde se proponen métodos no-ionizantes para el monitoreo de la escoliosis.

1.1.1. Índices posturales de fotografías

Con el propósito de reducir el uso de radiografías, C. Fortin, D. Feldman, F. Cherié y H. Labelle [24] plantean un método para monitorear la progresión de escoliosis o cambio postural en pacientes con EIA. Para ello, analizan los índices posturales de 70 personas entre 10 a 20 años de edad a partir de fotografías e imágenes 3D del torso del paciente. Al término del estudio, se concluye que se tiene una buena correlación moderadamente buena cuando se comparan los índices posturales con los ángulos de desviación obtenidos de sus placas radiográficas (-0.33 a -0.80).

1.1.2. Uso de topografía superficial

J. Frerich, K. Hertzler, P. Knott y S. Mardjetko [25] desarrollaron un sistema basado en la topografía superficial, que es el análisis de desviaciones en el torso de un paciente siendo

una alternativa más segura frente a las radiografías para la evaluación de pacientes con EIA. En el estudio, 14 voluntarios con EIA realizan 30 mediciones en el sistema Formetric 4D en el mismo día. Se observa una fuerte correlación de hasta 0.76 (lumbar) y 0.87 (torácica) respecto a las placas radiográficas respectivamente. Además, se garantiza la reproducibilidad del dispositivo.

1.1.3. Cálculo de ángulos polares

S. Roy, A. Grunwald y R. Lampe [26] idearon un concepto matemático que usa los ángulos polares como método libre de radiaciones para evaluar la progresión de la escoliosis en un modelo 3D de torso obtenido mediante escáner. Se calculan tres parámetros relacionados con las asimetrías a partir de estos ángulos polares obtenidos tras hacer las respectivas transformaciones: asimetría de área posterior, asimetría de área lateral izquierda-derecha, y coeficiente de determinación. Estos parámetros cambian en relación al grado y localización de la escoliosis, por lo que pueden ser una herramienta útil de monitorización. Se señala el potencial de reemplazo de rayos X a partir de la evaluación en un individuo saludable y dos pacientes con escoliosis. Se menciona que hay una tendencia cuando se comparan con las placas radiográficas; no obstante, se desconoce el coeficiente de correlación.

1.1.4. Asimetría de señales EMG

R. Liang, J. Yip, Y. Fan, J. P. Y. Cheung, y K. M. To [27] desarrollaron un enfoque de aprendizaje automático para la obtención de actividad electromiográfica. El objetivo de la investigación fue evaluar la correlación entre distintas características físicas del paciente con la señal EMG. Para tal objetivo, 106 participantes, entre aquellos con escoliosis y sin escoliosis, fueron involucrados en el estudio. Se determinó que la asimetría dinámica (cuando el paciente está en movimiento) de la señal EMG del erector espinal lumbar es el tercer predictor más importante de la escoliosis, solo por detrás del ángulo de rotación del tronco y la altura del participante.

1.2. Métodos para obtención de rigidez del torso

Las correcciones de la curva dependen esencialmente de parámetros de rigidez de torso, por lo cual es un parámetro importante a tener en cuenta para su monitoreo. Estos parámetros son la rigidez de los tejidos blandos (músculos) y la rigidez de la columna (huesos). Es esperado que características de rigidez del torso pueden variar con el tiempo y durante el curso del tratamiento [22].

Al tener una gran relevancia, se han realizado varios estudios de las formas de obtención de rigidez del torso, específicamente aquellas que corresponden a los músculos. Dos de estos estudios enfocados a pacientes con EIA.

1.2.1. Determinación mediante sensores de fuerza y desplazamiento

J. Park, P. R. Stegall, D. P. Roye y S. K. Agrawal [28] desarrollaron un exoesqueleto conocido como RoSE que determina la rigidez muscular del torso como alternativa al corsé ortopédico para una modulación dinámica de fuerzas 3D. La rigidez se registra en N/m. Para el cálculo de rigidez muscular, utilizan sensores de fuerza y desplazamiento lineal en el exoesqueleto, el cual aplica fuerzas a actuadores lineales colocados en una estructura de tres anillos de termoplástico ubicados en el torso del paciente con escoliosis o cifosis. El propósito del dispositivo es calcular las rigideces rotacionales y traslacionales de la zona del torso superior (torácica) e inferior (lumbar) bajo la postura específica de sentado. Los resultados muestran que la rigidez tridimensional del torso humano se puede caracterizar utilizando RoSE y muestran que las deformidades de la columna tales como la escoliosis y cifosis inducen características de rigidez asimétricas en el torso.

1.2.2. Uso de MyotonPro

Y. Liu, A. Pan, Y. Hai, W. Li, L. Yin y R. Guo [21] buscan evaluar las propiedades biomecánicas de los músculos paravertebrales de pacientes con EIA. Para tal fin, usan el dispositivo de *MyotonPro* que registra, entre otros valores, la elasticidad y rigidez del tejido

muscular. La estimulación generada para la obtención de la rigidez se basa en un principio acústico conocido como el principio de retroalimentación por ondas de choque. Estas ondas se generan por un impulso mecánico externo de 0,4 N por 15 ms [29]. Para la obtención, el participante es ubicado en decúbito prono con los músculos de la espalda totalmente relajados y se obtiene una confiabilidad intra-evaluador (ICC) excelente mayor o igual a 0,93. Los resultados evidencian asimetrías de tono muscular y rigidez, medida en N/m, en pacientes con escoliosis, en donde el lado cóncavo tiene valores de tono y rigidez significativamente mayores al lado convexo. Además, cabe señalar que la rigidez se compara con el ángulo de desviación de la placa radiográfica de los pacientes, y se obtiene una correlación moderada de 0,582.

1.2.3. Aplicación de elastografía de ondas de corte (SWE)

J. P. Kelly, S. L. Koppenhaver, L. A. Michener, L. Proulx, F. Bisagni y J. A. Cleland [30] comparan el método de obtención de rigidez de MyotonPro y a través de la aplicación de SWE en los músculos erectores espinales. La SWE usa ondas de corte que se basan en el principio de imágenes obtenidas por ultrasonido; en este sentido, se utiliza radiación no-ionizante para emitir ondas que viajan hacia el punto de aplicación a través del tejido con el propósito de estimar mediante la velocidad de la onda de corte al módulo de Young en kPa, un sustituto para la rigidez. Se ha reportado una alta confiabilidad ICC del dispositivo mayor o igual a 0,88. Además, se ha demostrado una relación de la fuerza muscular con la rigidez muscular medida a través de SWE. No se tienen estudios específicos de la escoliosis, pero sí se ha obtenido una buena precisión para músculos de la espalda [30].

A continuación, se presenta la **Tabla 1.1**, que resume las principales características de los estudios más recientes sobre la adquisición de rigidez muscular en espalda.

	RoSE [28]	MyotonPro [21]	SWE [30]
Fase	Experimental	Comercial	Experimental
ICC (Confiabilidad intraevaluador)	No reportado	0,93>	0,88>
Inclusión de fuerzas externas	Sí, constante	Sí, un impulso	No
Uso	Exclusivo para deformidades de columna	General	General
Unidades de rigidez	N/m	N/m	kPa
Principio de detección	Desplazamiento de actuadores	Ondas acústicas de choque	Ondas acústicas de corte
Postura	Sentado	Pronado	Pronado
Pacientes con escoliosis	Asimetrías de rigidez		No reportado

Tabla 1.1 Resumen de características de métodos actuales para obtención de rigidez [21], [28], [30]

1.3. Tecnologías vestibles aplicadas al torso y miembros superiores

1.3.1. Exoesqueleto ROSE

J. Park, P. Stegall y S. K. Agrawal [31] desarrollaron un exoesqueleto para la corrección de deformidades en la columna, específicamente en la zona torácica y lumbar del torso para pacientes con escoliosis y cifosis. Para ello, utiliza un sistema de doce actuadores eléctricos lineales divididos en una plataforma de dos niveles diseñada con el material termoplástico ABS. Los actuadores proveen fuerzas de hasta 100 N. Además, disponen de sensores de fuerza y celdas de carga para la medición de fuerza y desplazamiento respectivamente. En relación al sistema de control, este se encuentra en dos cajas en las zonas laterales de la cintura. Respecto al peso, la parte electrónica de actuadores y sensores es de aproximadamente 680 gramos.

1.3.2. Dispositivo robótico TruST

M. I. Jhan, et al.[32] implementaron un sistema robótico denominado *Trunk Support Trainer* (TruST) que soporta la región lumbar del torso mientras la persona está sentada con

el propósito de que no utilice sus pies como soporte principal. Esta acción la realiza a través de un sistema de cables unidos por un lado al tronco a través de un termoplástico resistente, y por el otro, a poleas ubicadas en una estructura externa fija. Los cables ejercerán fuerzas de hasta 60 N en el tronco. La estructura externa dispone de todos los componentes electrónicos tales como motores y sensores; su peso no es reportado en la literatura, no obstante, ello no resulta relevante, pues es un peso que no será soportado por el paciente.

1.3.3. Exotraje para torso AireLevate

A. N. Cuttilan, R. F. Natividad y R. C. Yeow [33] desarrollaron un exotraje de torso neumático. El exotraje de torso *AireLevate* tiene como objetivo al soporte de los erectores espinales perteneciente a la región lumbar del torso. Este soporte se logra a través de un par de actuadores neumáticos a base de Nylon ubicados en la zona anterior del torso cerca de las zonas laterales. Este se considera un sistema activo-pasivo, pues tiene una parte activa al inicio del funcionamiento, en donde se aplica aire comprimido a los actuadores; tras esta aplicación, la presión de los actuadores irá disminuyendo. La efectividad del funcionamiento se demuestra a través de la aplicación de fuerzas que traen consigo una reducción de alrededor del 30% en la actividad muscular de los erectores espinales lumbares. Adicionalmente, se reporta que el exotraje pesa 1,5 kg.

1.3.4. Prototipos de exotraje para torso de Cakmak

Los dos diseños de exotraje de torso propuestos por Cakmak [34] parten del mismo principio de funcionamiento. Estos exotrajes buscan apoyar en el soporte postural de pacientes con escoliosis. Para ello, se plantean diseños de textiles optimizados para la aplicación de fuerzas tensiles en todo el torso. Los materiales principales de las propuestas son de base flexible: poliéster, algodón y elastano. Los diseños no disponen de un sistema activo de transmisión de fuerzas al tratarse de un sistema pasivo de soporte; por tales motivos, tampoco se especifican las fuerzas que se generan.

1.3.5. Exotraje para miembros superiores CUBE

J. Fu, S. M. Hosseini, R. Simpson, A. Brooks, R. Huff y J. Park [35] desarrollaron un exotraje denominado *Cable-driven Upper Body Exosuit* (CUBE), el cual está diseñado para aumentar el soporte y la movilidad de los miembros superiores, específicamente de los bíceps y deltoides. Ello se realiza a través de un sistema basado en cables unidos a poleas. El material principal de las estructuras tipo cadenas que unen las poleas al usuario es el polímero conocido como ácido poliláctico (PLA). Adicionalmente, el sistema de control se encuentra en una mochila ubicada en la espalda. A modo general, la solución logra una reducción del 15% de actividad muscular de interés. Además, el peso de los actuadores y sensores es de 1,1 kg, pero es de suponer que la solución en su conjunto pese más.

1.3.6. Exotraje para miembros superiores CRUX

S. Lessard, et al. [36] diseñaron un exotraje de miembros superiores denominado *Compliant Robotic Upper-extremity eXosuit* (CRUX) para soporte y movilidad. Los músculos en cuestión a los que busca beneficiar son los bíceps, tríceps, deltoides, supinadores y pronadores. Este trabajo es realizado a través de cables unidos a poleas sujetas por el material base de la solución: el neopreno. El sistema de control es posicionado en la espalda del usuario, así como los motores que se unen al sistema de accionamiento. La solución puede generar fuerzas de hasta 88 N gracias a un óptimo direccionamiento del cable logrado por un programa informático de modelado anatómico. CRUX es de peso ligero, llegando a pesar 1,3 kg en su totalidad.

La Tabla 1.2, que resume las características de las investigaciones de dispositivos robóticos enfocados en el torso y miembros superiores, se presenta a continuación:

	RoSE [31]	TruST [32]	AireLevate [33]	Cakmak [34]	CUBE [35]	CRUX [36]
Tecnología	Exoesqueleto de torso	Sistema robótico externo fijo	Exotraje de torso	Exotraje de torso	Exotraje de miembros superiores	Exotraje de miembros superiores
Propósito	Activación muscular para escoliosis y cifosis	Soporte de tronco	Soporte de erectores espinales lumbares	Soporte de postura para escoliosis	Aumento de soporte y movilidad	Aumento de soporte y movilidad
Posición de sistema de control	Zonas laterales de la cintura	Estructura externa fija	Actuadores en zonas laterales de torso	No dispone	Espalda	Espalda
Accionamiento	12 actuadores eléctricos lineales	Cables unidos a poleas	2 actuadores neumáticos	Fuerzas tensiles de bandas y textiles	Cables unidos a poleas	Cables unidos a poleas
Fuerzas	≤ 100 N	≤ 60 N	Reducción del ~30% de actividad muscular	No especifica	Reducción del ~15% de actividad muscular	≤ 88 N
Regiones trabajadas	Región torácica y lumbar del torso	Región lumbar del torso	Región lumbar del torso	Todo el torso	Bíceps, deltoides anterior y medio	Bíceps, tríceps, deltoides, supinadores, pronadores
Peso en el cuerpo	0,68 kg (actuadores y sensores)	<1kg (únicamente el material de sujeción)	1,5 kg	No especifica	1,1 kg (actuadores y sensores)	1,3 kg
Material principal	Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	Termoplástico para sujeción del tronco con cables	Nylon para actuadores, textil base no especificado	Poliéster, algodón y elastano	Ácido poliláctico (PLA)	Neopreno

Tabla 1.2 Resumen de características de tecnologías aplicadas al soporte del torso y miembros superiores [31], [32], [33], [34], [35], [36]

A partir de la Tabla 1.2, se observa que para el tratamiento directo de la escoliosis se tiene a RoSE y Cakmak, mientras que las otras soluciones tienen aplicaciones más generales. Se muestra además que no hay un exotraje para la activación muscular en la escoliosis, siendo RoSE la tecnología más cercana a dicho objetivo. Resulta interesante observar que los exotrajes de miembros superiores utilizan sistemas de cables y poleas, lo cual aumenta su soporte y movilidad. Se reporta una aplicación de fuerza de al menos 60 N en el torso.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo, se brindarán conceptos importantes para una mayor comprensión de la investigación. Las definiciones abarcan la escoliosis, condición que se busca monitorear mediante la solución; las opciones actuales de tratamiento, con el propósito de conocer qué corsés son incorporados; la biomecánica del torso, para entender mejor la acción que realizará esta tecnología en el cuerpo; la rigidez del torso, principal característica a observar; los exotrajes robóticos, tecnología a desarrollar; y el sistema de control, factor determinante para regular los parámetros del exotraje.

2.1. Escoliosis

La escoliosis es una afección que se define como una curva en forma de 'C' o 'S' que mide más de 10 grados en el plano frontal; en adición, otra característica de la curvatura es que también afecta otros planos mediante la rotación de vértebras [37].

Dada las diferentes formas de tratamiento y su efectividad para ciertos grupos. La escoliosis presenta múltiples clasificaciones, las tres clasificaciones más importantes son por presencia de estructuralidad, origen de la condición y severidad de curva.

En relación a si presenta una curva estructural o no [38], la escoliosis se clasifica en:

- **Postural:** No se observan cambios a nivel óseo. Se desarrolla por hábitos posturales incorrectos.
- **Estructural:** Condición en donde se observan cambios óseos acompañados con contracciones de tejidos suaves en el lado cóncavo de la curva y extensiones en el lado convexo.

Según su origen o etiología [37], [38], la escoliosis estructural se puede clasificar en:

- **Congénita:** Definida por los factores genéticos del individuo, por lo que puede ser detectada en el nacimiento y ser más visible durante la adolescencia. Puede afectar principalmente a los huesos (osteopatía) o el sistema nervioso (neuropatía).
- **Neuromuscular:** También se le conoce como paralítica. Se le asocia con trastornos neuromusculares tales como las lesiones de médula espinal, parálisis cerebral, espina bífida, distrofia muscular, entre otros.
- **Idiopática:** Tiene una etiología desconocida. Se clasifica según el momento de detección en infantil (0 a 3 años), juvenil (3 a 10 años), adolescente (10 a 18 años) y adulto (18 años o más). Aquella que afecta a los adolescentes es la forma más común.

De acuerdo a la severidad de la curvatura en el plano frontal [6], la escoliosis estructural puede dividirse en:

- **Leve:** Una curva principal con 10 a 30 grados de inclinación.
- **Moderada:** Una curva primaria con 31 a 50 grados de deformación en plano frontal.
- **Grave:** Una curva mayor con 51 grados de desviación o más.

Por último, según la localización de la curva principal, la escoliosis se puede presentar en las distintas regiones del torso (cervical, torácica y lumbar); no obstante, los tipos más comunes son:

- **Torácica:** Curva principal en zona torácica. El 90% de estas presentan el lado cóncavo de la curva en la región derecha.
- **Lumbar:** Curva principal en región lumbar. El 70% de estas presentan el lado cóncavo de la curva en la región izquierda.
- **Toracolumbar:** Curva principal en la zona intermedia de la región torácica y lumbar. El 80% presenta el lado cóncavo de la curva en la región derecha.
- **Doble curva principal:** Dos grandes curvas, una con el lado cóncavo en la derecha, y otra en la izquierda.

El grupo al que se enfoca la solución de la presente investigación son pacientes adolescentes con escoliosis estructural e idiopática con una severidad leve o moderada.

2.1.1. Monitoreo por rayos X

La severidad y la localización de las curvas de la escoliosis solo pueden ser confirmadas a través de imágenes de rayos X del torso del paciente. Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética de alta energía que genera imágenes de tejidos y estructuras biológicas [39]. La radiación puede dividirse en dos grupos: aquellas ionizantes, con el potencial de arrancar electrones de la corteza del átomo; y no-ionizantes, que no alteran la estructura atómica. La radiografía por rayos X emite radiación ionizante irradiada al torso del paciente.

El ser humano está expuesto a fuentes de radiación diariamente; no obstante, gran parte de estos son de carácter no ionizante. En relación a la dosis recibida, una persona recibe alrededor 2-3 mSv de radiación al año, del cual, más de la mitad del valor es generada por fuentes médicas como un equipo de rayos X [40].

La radiación ionizante es dañina para la persona que lo reciba pues tiene el potencial de desarrollar cáncer a largo plazo. Si bien este riesgo por lo general es bajo, dependerá de tres factores: edad, sexo y cantidad de dosis de radiación [39]. Considerando que un paciente con EIA es adolescente y requiere de al menos 3 sesiones de radiografías al año [6], es necesario considerar estrategias que minimicen el uso de rayos X.

2.1.2. Complicaciones

De no ser tratada a tiempo o no adherirse a un tratamiento a mediano y largo plazo, la escoliosis puede provocar un aumento del dolor de espalda; en caso de pacientes con grandes curvas en la región pueden llegar a presentar problemas pulmonares. Adicionalmente, los pacientes con EIA no tratada, independientemente de la región, pueden desarrollar deformidades sustanciales, por lo que no se puede ignorar el aspecto cosmético de esta afección [41]. En este sentido, es importante que las personas con escoliosis sean tratadas adecuadamente.

2.2. Biomecánica del torso

2.2.1. Músculos del torso e interacción con los huesos

El torso se compone de varios músculos importantes que pueden ser divididos en dos grupos: intrínsecos y extrínsecos [42]. Los músculos intrínsecos o profundos son los encargados de brindar soporte de huesos, movimiento vertebral y control postural; mientras que los extrínsecos o superficiales ayudan al movimiento de extremidades y la respiración. En lo que respecta a los músculos extrínsecos, estos se distribuyen en la capa superficial e intermedia y en esta clasificación se encuentran el trapecio, dorsal ancho, elevador de escápula, romboides y el serrato posterior. Por otro lado, los músculos intrínsecos, conocidos por su contacto directo con los huesos, se distribuyen en todas las capas. Por su relevancia en el fortalecimiento de la columna vertebral, se describen a continuación.

- Esplenio, dos músculos que funcionan como extensores del cuello y la cabeza respectivamente. Interactúa con las vértebras cervicales y torácicas superiores.
- Erector espinal, conjunto de músculos que funcionan como extensores de la columna y colaboran en la flexión, inclinación y rotación del tronco. Compuesto, desde el centro hacia los laterales, por los músculos spinalis, longissimus e iliocostalis respectivamente. Interactúan con las vértebras torácicas y lumbares, así como con las costillas.
- Transversoespinales, conjunto de músculos situados en la capa profunda que se encuentran en los surcos que dividen una vértebra de otra. Anatómicamente diferenciado del erector espinal, pero mecánicamente relacionado. Ayuda también a la extensión de la columna y principalmente al soporte de las vértebras.
- Cuadrado lumbar, par de músculos que se unen a la cresta iliaca por un lado y a la doceava costilla por el otro; ayuda al soporte y movimiento de la columna lumbar.
- Psoas iliaco, par de músculos conocidos como los flexores de la cadera, con un rol importante para la flexión de la columna vertebral cuando los miembros inferiores están fijos.

2.2.2. Actividad de los músculos del torso en la escoliosis

Los músculos del torso han sido estudiados para conocer su relación con la escoliosis desde dos enfoques: la evaluación de la progresión de la condición y la efectividad de la fisioterapia. En lo que respecta al desarrollo de la curvatura escoliótica, se evidencia la relevancia del estudio de los erectores espinales [27], [43], [44], [45] y el psoas iliaco [46], [47] para predecir la mejora/progresión de la curva; entre estos músculos, cabe resaltar la relevancia de los erectores como un predictor importante de la escoliosis. Por otro lado, en relación a la efectividad de los ejercicios fisioterapéuticos, se evidencia la activación de los erectores espinal [48], [49], [50], [51]; psoas iliaco [48], [51]; y cuadrado lumbar [48], [51] en los ejercicios.

Para el tratamiento de la escoliosis, las actividades de fisioterapia más comunes son el método de Klapp y la técnica Schroth. En primer lugar, el método de Klapp se basa en el principio "la posición erguida favorece el fenómeno de la desviación" debido al efecto de la gravedad en la columna, por lo que la posición cuadrúpeda podría evitarlo; en este método se tienen 6 posturas derivadas del uso de 4 puntos de soporte que se usan en función de la localización de la curva y que permiten esencialmente estirar el lado cóncavo y fortalecer el lado convexo, lo que permitirá alinear la columna vertebral [52]. Se tiene evidencia que este método mejora la fuerza de los erectores espinales en adolescentes con EIA [53]. Por otro lado, el método Schroth trabaja bajo el principio "la escoliosis es una deformidad tridimensional" pues no solo se da en el plano frontal; es así que comprende técnicas de reeducación tridimensional ayudándose de la corrección postural y técnicas de respiración [52]. En este método se trabaja para la activación específica de músculos encargados de la corrección postural: psoas iliaco, cuadrado lumbar y espinal erector; dentro del método, el ejercicio de pronado ayuda a la activación del psoas y el cuadrado cilíndrico al cuadrado lumbar [48].

En síntesis, se observa que los músculos involucrados en la escoliosis, tanto para el monitoreo de su progresión como su involucramiento en la fisioterapia, son los erectores espinales, el psoas iliaco y el cuadrado lumbar; estos se presentan en la **Figura 2.1**. Los músculos que se trabajan en el proyecto son los erectores espinales lumbares.

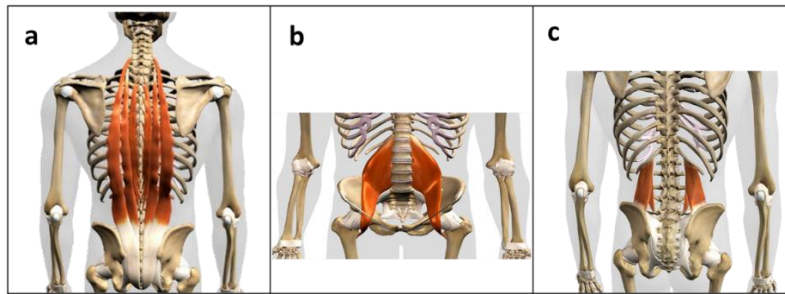


Figura 2.1 Músculos relacionados con la progresión y el tratamiento de la escoliosis. (a) Erectores espinales [54] (b) Psoas iliaco [55] (c) Cuadrado lumbar [56]

2.3. Rigidez del torso

En la escoliosis, una de las características que los pacientes presentan, es que los tejidos musculares del lado cóncavo de la curva del torso se contraen, volviéndolos más rígidos que el lado convexo [21]. Es por ello que resulta importante de analizar la propiedad de la asimetría de rigidez. Para ello, uno de los métodos descritos de obtención de este parámetro en el capítulo anterior es a través de la obtención de datos de fuerza y desplazamiento relacionados mediante la Ley de Hooke. Este concepto será descrito a continuación.

2.3.1. Relación de rigidez en términos de fuerza y desplazamiento, y aplicabilidad en los músculos

La ley de Hooke describe la relación entre la fuerza a la que se somete un resorte y el desplazamiento del resorte bajo la acción de dicha fuerza [57]. Esta se enuncia matemáticamente como:

$$F = -kx \quad (2.1)$$

En donde F se refiere la fuerza en Newtons (N) aplicada al resorte, x es la distancia en metros (m) del resorte que ha sido estirado desde su posición de equilibrio al ser sujeto a una fuerza F , y k es la constante de rigidez del resorte expresada en N/m.

Un resorte es un sólido deformable y elástico. Existen ciertas consideraciones para que la ley de Hooke sea aplicable en los tejidos musculares. Al estirar un músculo más allá

de la longitud que tenga al estar en reposo, se comportará como un cuerpo deformable, pues se opone al movimiento mediante una resistencia pasiva [58]. Además, un músculo puede ser considerado un sólido elástico en la medida que, al dejar de aplicar fuerzas externas, el músculo volverá a su longitud original [58]. En otras palabras, un músculo puede ser modelado como un sólido con deformación elástica bajo las condiciones planteadas. En este sentido, es factible usar la ley de Hooke como una primera aproximación para el cálculo de la rigidez de un músculo.

Para el análisis de la deformación de tejidos musculares mediante la ley de Hooke, es necesario considerar que esta última describe una relación lineal entre la fuerza y la elongación, una característica que no es propia de los tejidos musculares debido a su comportamiento viscoelástico. No obstante, la aplicación de la ley de Hooke es viable bajo ciertas condiciones específicas. En primer lugar, el rango de deformación muscular en este contexto es del orden de milímetros, es decir, el músculo experimenta estiramientos y compresiones en una escala reducida. En segundo lugar, el músculo opera en estado pasivo, ya que la fuerza que induce la deformación es externa y proviene del mecanismo del exotraje, en lugar de producirse mediante contracciones activas. Dichas contracciones generarían no linealidades debido a los procesos bioquímicos de interacción entre la actina y la miosina. Dadas estas consideraciones y el rol pasivo del músculo bajo la influencia del exotraje, la ley de Hooke resulta apropiada para modelar la deformación muscular en este proyecto.

Es de suma importancia el cálculo de las rigideces de un músculo para el monitoreo de la escoliosis. En diversos estudios se ha demostrado que la rigidez de las regiones de la curva en pacientes con escoliosis es un parámetro relevante con fuerte correlación con la severidad de la escoliosis [21], [23] e importancia para el diseño de corsés [22], [23].

2.3.2. Señales EMG

Las señales electromiográficas (EMG) se obtienen mediante la medición de la actividad eléctrica de los músculos por electrodos. Estos electrodos pueden ser superficiales

o insertados en los músculos, si bien estos últimos tienen la ventaja de la adquisición de señales más precisas, se consideran un proceso invasivo, por lo cual el estudio que se utiliza para la validación del proyecto son las señales EMG superficiales [59].

Las señales por sí solas no son de mucha utilidad, por lo cual, su análisis se complementa con el reconocimiento de patrones EMG. Un sistema de reconocimiento de patrones abarca el pre-procesamiento, segmentación, extracción de características, reducción de dimensionalidad y clasificación. El pre-procesamiento involucra la reducción del ruido y preparación de datos. La segmentación comprende la división de los datos en longitudes manejables por el sistema de control para la estimación de las propiedades de la señal. La extracción de características se da con el propósito de obtener características de buena calidad. La reducción de dimensionalidad acota estas características extraídas para tener el subconjunto óptimo de datos. Por último, la clasificación se basa en la estimación de la clase (por ejemplo: el estado relajado de un determinado músculo) dada las características de la señal [59]. Se resume el procedimiento de forma gráfica en la **Figura 2.2**.

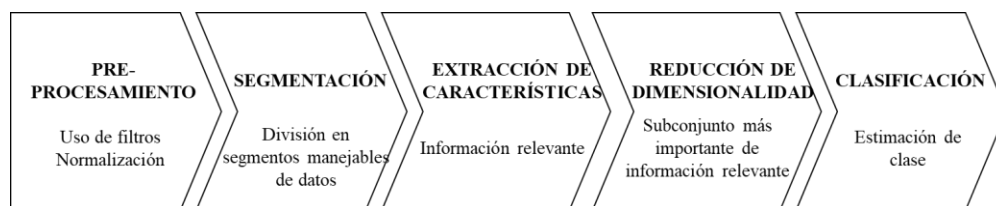


Figura 2.2 Reconocimiento de patrones de una señal EMG. Adaptado de [59].

Cabe resaltar que una señal EMG puede ser considerada como una medida cuantitativa de la activación muscular. Estas señales graban la actividad eléctrica generada por los potenciales de acción propagados en las fibras del músculo [60]; por ende, al ser usadas con un modelo anatómico apropiado, brindan información de las activaciones musculares individuales [59].

2.3.3. Relación entre rigidez muscular y señales EMG

La activación muscular, obtenida a través de señales EMG, ha demostrado ser un claro indicador de la progresión de la escoliosis en la literatura [43], [47], [61], [62], [63].

Esta es observada como una asimetría de activaciones musculares en donde la mayor activación se da en el lado cóncavo de la curva. Esta asimetría es estudiada en músculos paravertebrales tales como los erectores espinales [43], [47]; el psoas iliaco [62]; el cuadrado lumbar [62], [63]; y los externos oblicuos [47].

Por otro lado, la rigidez muscular es otro factor estudiado en EIA, aunque con menor soporte en la literatura que la activación muscular. Estudios de rigidez muscular en pacientes con escoliosis señalan la asimetría de las rigideces musculares en las regiones de curva [21]; ello brinda una idea de la correlación entre activación y rigidez muscular. Por lo tanto, se espera que la señal EMG de determinado músculo puede ser un indicador indirecto de su rigidez, y viceversa.

2.4. Exotrajés robóticos

2.4.1. Definición

Un exotraje robótico es un dispositivo vestible que contiene componentes eléctricos y mecánicos con el objetivo de aumentar y soportar los movimientos realizados por el usuario en un sentido similar a los exoesqueletos. No obstante, a diferencia de estos, son más ligeros y fáciles de adaptarse a las variaciones anatómicas dado que están compuestos principalmente de textiles mientras que los exoesqueletos se componen esencialmente de estructuras rígidas [64]. Además, tienen una buena recepción por el usuario, pues pueden usarse debajo de la ropa y son de bajo perfil [64].

2.4.2. Sistemas de actuación

Un sistema de actuación en un exotraje robótico se refiere a los componentes que permiten el movimiento amplificado o asistido del robot, por lo que es un sistema esencial para la funcionalidad del exotraje. El sistema de actuación está compuesto por motores, actuadores, sensores y otros componentes que trabajan en sinergia.

Entre los actuadores que se usan para un exotraje se encuentran los neumáticos, hidráulicos, eléctricos accionados por cables y un nuevo concepto que surge bajo el nombre de músculos artificiales neumáticos [65]. De estos, aquellos más utilizados según una revisión sistemática de exotrajes activos son los actuadores eléctricos (89%) y neumáticos (11%) [66].

2.4.3. Cable Bowden

Un exotraje con un sistema de actuación basado en motores eléctricos transmite sus fuerzas a través de cables Bowden (representados en la **Figura 2.3**). El motor puede retraer el cable Bowden y, como resultado, la distancia entre los dos puntos de fijación se acorta, lo que crea fuerzas asistivas en la ruta de carga [67]. En lo que respecta a su composición, presenta un cable interno y revestimiento; el cable interno será aquel que distribuirá la fuerza en la región deseada y en dicha zona no se dispondrá del revestimiento [68].

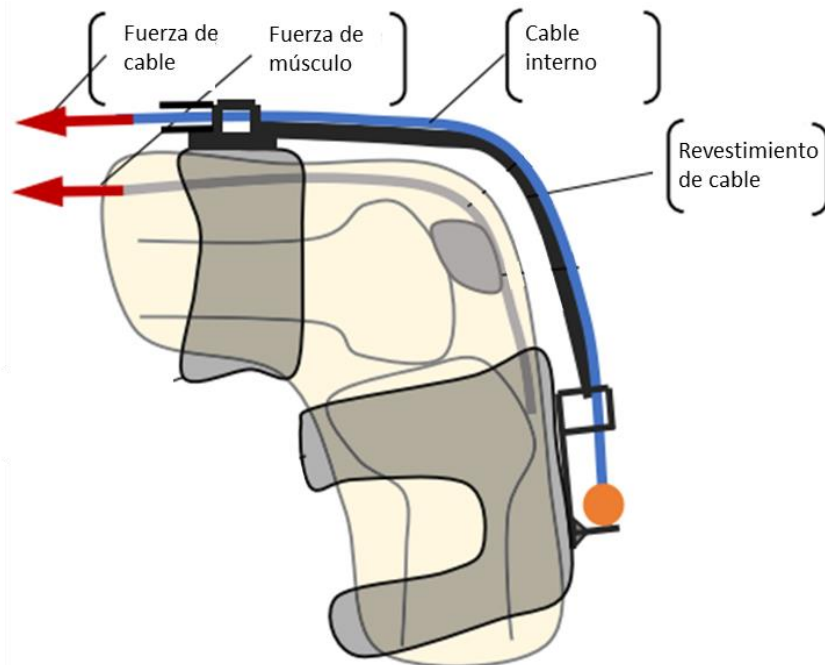


Figura 2.3 Componentes y efectos del cable Bowden en un exotraje. Adaptado de [68].

2.4.4. Sistema accionado por poleas

Es un sistema de actuación para exotrajes compuesto principalmente por 3 elementos: textiles, cables y motores. En primer lugar, el textil es el material base para la colocación de los otros dos elementos. Los cables, por otro lado, transmiten la fuerza generada por los motores. Para ello, los motores tienen que ser colocados en posiciones adecuadas [69].

Entre las ventajas más importantes de un exotraje accionado por este tipo de sistema es que se generan fuerzas considerables siempre que se disponga de una colocación adecuada de los cables, además, es de fácil colocación y desvestimiento al ser un método que conecta el cable con los textiles únicamente en puntos clave de sujeción [69].

2.4.5. Elección de textil

De manera análoga al uso de polímeros o metales en un exoesqueleto, los textiles se utilizan como interface entre los componentes del exotraje y el usuario. Los textiles conforman una estructura integrada con puntos de sujeción (o "puntos ancla") al cuerpo para la transmisión de cargas en el traje. Algunos puntos a considerar en la elección del textil y fabricación del exotraje es una sujeción segura y cómoda, la conexión del fin de los actuadores a los puntos ancla para que el traje soporte las altas fuerzas de actuadores, y el cuidado del ruteo de los puntos ancla para que no afecte otros músculos que no sean el objetivo de actuación [64].

2.5. Sistema de control

Un sistema de control es una parte fundamental de un sistema robótico como un exotraje, pues tiene el propósito de regular el funcionamiento de los componentes mecánicos y electrónicos tales como motores, actuadores y sensores.

2.5.1. Motor de corriente continua

Un motor eléctrico convierte la energía eléctrica en energía mecánica de rotación a través de dos componentes: estátor (parte fija) y roto (parte móvil). En relación a la corriente de alimentación, pueden ser clasificados como motores de corriente alterna (CA) y corriente continua (CC) [70]. Para la aplicación deseada, se describirá al motor CC con escobillas.

Un motor CC con escobillas dispone de un rotor compuesto por una bobina para la transmisión de la corriente y un estátor de dos imanes permanentes y opuestos para la generación del campo magnético. Un motor genera una fuerza gracias a la corriente que circula en un campo magnético y esta relación es definida por la ley de Laplace [70] señalada a continuación:

$$\vec{F} = I * \int_a^b d\vec{l} \times \vec{B} \quad (2.2)$$

Donde I es la intensidad de corriente, $d\vec{l}$ el diferencial de longitud del conductor, \vec{B} el campo magnético, y a y b los límites inferiores y superiores que delimitan el tramo del conductor en donde se analiza y obtiene la fuerza magnética aplicada.

Los motores CC presentan las ventajas de ser de fáciles de manejo y económicos. No obstante, requieren un mantenimiento constante debido al desgaste de las escobillas y el conmutador, causado por la fricción entre estos componentes [70].

2.5.2. Controladores de motor

Un controlador de motor es un dispositivo que regula la operación de un motor eléctrico. Frecuentemente, estos controladores incluyen medios para iniciar y detener el funcionamiento del motor, seleccionar su sentido de rotación, aumentar o reducir su velocidad, entre otros. Las características que un controlador puede incluir en aplicaciones específicas son la recolección de datos, y la regulación y limitación del torque para prevenir sobrecargas [71].

2.5.3. Control PID

Un tipo de controlador es el PID, llamado de ese modo por su acción Proporcional, Integradora y Derivativa. Es un controlador que busca reducir a cero el error entre la señal referencial (programada) y de salida de la planta (real). Para lograr su objetivo, se modifican tres parámetros: la ganancia proporcional K , el tiempo integral T_i y el tiempo derivativo T_d .

En primer lugar, la acción proporcional hace que el control sea proporcional a su error. En segundo lugar, la acción integral se asegura que la salida del proceso concuerde con su valor referencial. Por último, la acción derivativa busca mejorar la estabilidad del sistema de control [72].

La Figura 2.6 presenta un esquema de un sistema de control PID implementado a un motor DC [73]. En esta figura, $r(t)$ representa la señal de referencia o valor deseado, $e(t)$ es el error entre los valores deseados y reales, $h(t)$ corresponde a la señal medida por el sensor o valor real, $c(t)$ es la señal de control e $y(t)$ es la señal de salida.

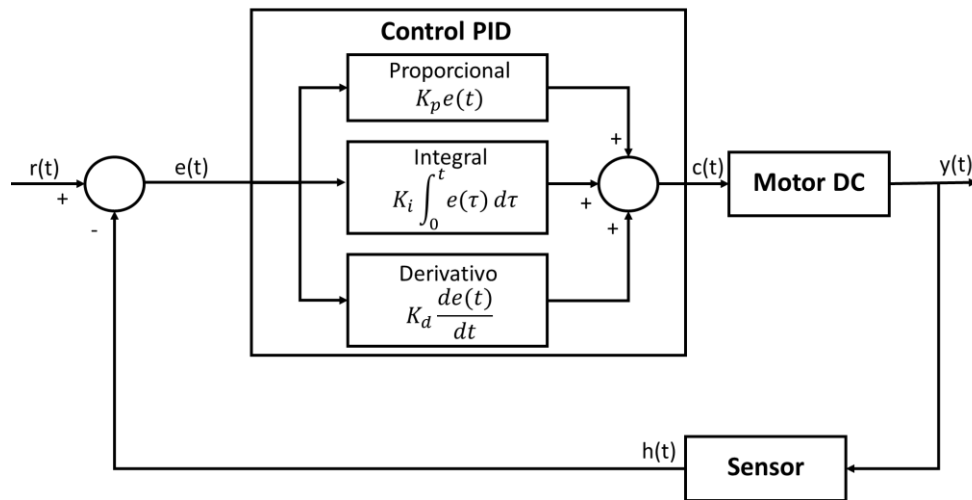


Figura 2.6. Sistema de control en lazo cerrado PID. Adaptado de [73].

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

La investigación tiene una estrategia de recolección de datos experimental a través del desarrollo de un prototipo, con cierto grado de interferencia en la aplicación del exotraje en el torso bajo tres fuerzas distintas que corresponden a fuerzas ejercidas por el músculo en distintas posturas, en un entorno controlado en el laboratorio, limitado a un individuo que repite 5 veces cada experimento mientras permanece sentado. Además, los datos son recopilados en un corto periodo de tiempo por lo cual es de enfoque transversal.

A continuación, se procederá a explicar detalladamente la metodología ideada para el proyecto a través de un diagrama de flujo; luego, se seguirá el esquema propuesto de diseño basado en la norma VDI 2221; después, se terminará de definir el diseño del exotraje a partir de la identificación de materiales y equipos. Se planteará el uso de un programa de modelado 3D para componentes esenciales del dispositivo. Posteriormente, se procederá a definir una estrategia para la obtención de los valores de fuerza con los que el exotraje operará, y una estrategia que involucre la obtención experimental de datos de fuerza y desplazamiento del músculo de interés. Luego, se determina la estrategia de obtención de la asimetría de rigidez. Finalmente, se concretará la estrategia de validación de los datos de rigidez muscular mediante la adquisición de señales EMG, que es el método ampliamente validado en literatura para el monitoreo a través de electrodos superficiales.

3.1. Flujo de metodología

La metodología se describe a continuación a través de la **Figura 3.1**. Las formas rectangulares hacen referencia a las actividades a realizar. Por otro lado, los paralelogramos inclinados que se desglosan a la derecha del diagrama de flujo indican los productos que se obtendrán en relación a la actividad.

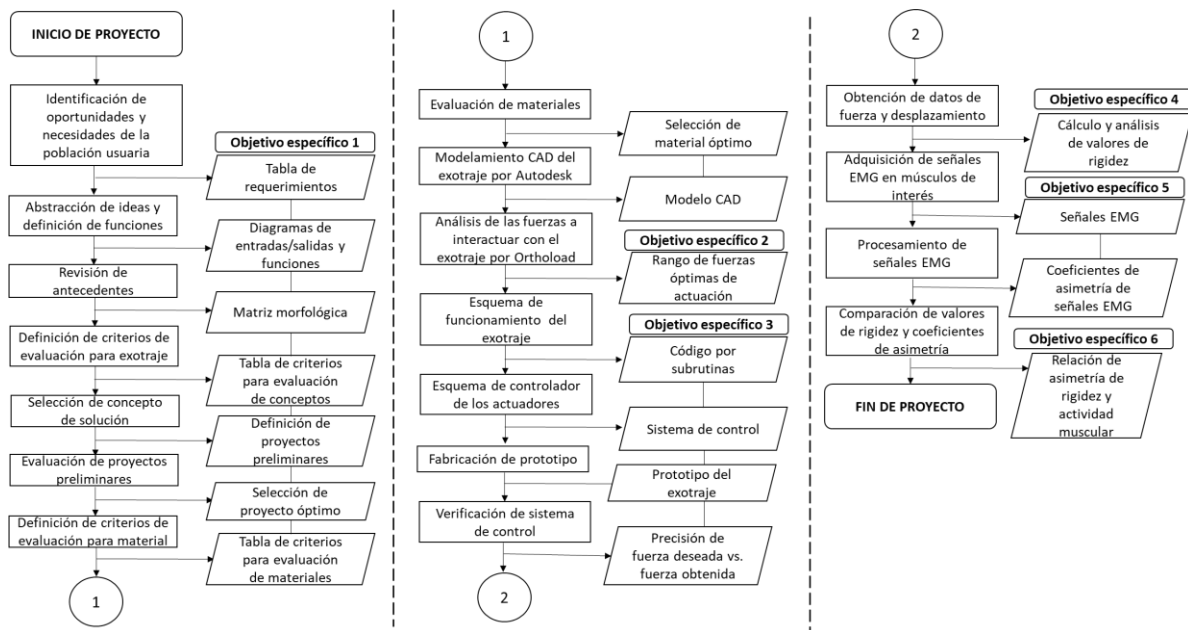


Figura 3.1 Flujo de metodología

El inicio del proyecto se concibe como la identificación de las necesidades específicas de la población usuaria para formular los requerimientos de la tecnología en base a la norma VDI 2221 mientras que el trabajo de investigación culmina al dilucidar la relación entre rigidez y actividad muscular de la zona en la que se aplica el prototipo de exotraje como forma de validar el parámetro de rigidez muscular.

Las actividades y productos del diagrama responden a los objetivos específicos planteados al inicio del proyecto y se describirán cada uno de ellos en el presente capítulo y en el capítulo posterior.

3.2. Diseño basado en la norma VDI 2221

Para el diseño del exotraje robótico, se utiliza el esquema propuesto por B. Barriga [74] basado en la metodología de diseño de la norma VDI 2221. A continuación, se profundizan en cada uno de los pasos que involucra la metodología.

3.2.1. Requerimientos del dispositivo

El exotraje robótico para el monitoreo de escoliosis está dirigido a adolescentes con escoliosis idiopática con un nivel leve a moderado de curva en la zona lumbar. En la literatura, solo se dispone de una solución mecatrónica con fines similares de monitoreo de deformaciones de columna conocido como el exoesqueleto RoSE. Se utilizará como base esta tecnología para la definición de algunos de los requisitos [28]. Además, se conversaron con fisioterapeutas y especialistas de traumatología para terminar de definir los requisitos.

En lo que respecta a la fuerza que cada actuador deberá ejercer en el usuario, esta no deberá sobrepasar los 100 N teniendo en cuenta los rangos de fuerzas descritos en el exoesqueleto RoSE [28]. Además, considerando dicho artículo de investigación, se definieron las características para el motor y los sensores dado que la aplicación de tal tecnología también se enfoca en la obtención de rigidez. En este sentido, el voltaje para la alimentación de los motores no deberá exceder los 12 V; el sensor de desplazamiento deberá poder detectar en el orden de los milímetros dado que se detectarán cambios de hasta 30 mm y un valor máximo detectable de fuerza de 100 N dada la fuerza máxima del actuador.

El movimiento a realizar por los actuadores es de estiramiento (tensión) y relajación (compresión), con el propósito de estimular los músculos y obtener los valores máximos de desplazamiento; cabe señalar que solo la tensión será controlada, por lo que solo en este movimiento se registrarán los datos de fuerza y desplazamiento. Los tiempos estimados totales de ejecución del movimiento son de 5 segundos [28] reduciendo la incomodidad o fatiga en el paciente al no someterlo a una carga durante periodos prolongados de tiempo. Además, estos movimientos serán repetidos bajo 3 fuerzas deseadas que corresponden a las fuerzas del músculo ejercidas en posturas distintas; dichas posturas se refieren al usuario parado, sentado y con un soporte de brazos y piernas usando sus manos y rodillas; dichos movimientos fueron elegidos en concordancia con movimientos de fisioterapia Klapp y Schroth.

Por último, el peso máximo del exotraje es de 4,94 kg; este dato se define considerando que la solución propuesta no es de uso continuo, por lo que puede compararse con el peso máximo de una mochila. Esta última se recomienda que no pese más del 15% del

peso del usuario. Por tal motivo, buscando en las estadísticas oficiales por el INEI para un censo de requerimientos calóricos [75], en concordancia con la OMS, se determina que la solución no debe pesar más de 4,94 kg en el caso de chicos y 5,10 kg para las chicas considerando la mediana en la distribución de sus pesos. Los requerimientos se resumen en la **Tabla 3.1**.

Características		Valores ideales
Motores	Voltaje	12 V [28]
Exotraje	Peso máximo	4,94 – 5,10 kg [75] (15% peso medio de niños y niñas de 10 años en Perú)
Sensor de desplazamiento	Valor máximo detectable	30 mm [28]
Sensor de fuerza	Valor máximo detectable	100 N [28]
Movimiento		Flexión
Fuerzas aplicadas		10,5; 21,5 y 42 N
Tiempo de ejecución de movimiento		5 s [28]

Tabla 3.1 Requerimientos del dispositivo [28], [75]

3.2.2. Abstracción de ideas y definición de funciones

Tras definir los requisitos, se procede a la abstracción de ideas del exotraje. Esta abstracción se representa mediante un diagrama de entradas, sistema y salidas (**Figura 3.2**).

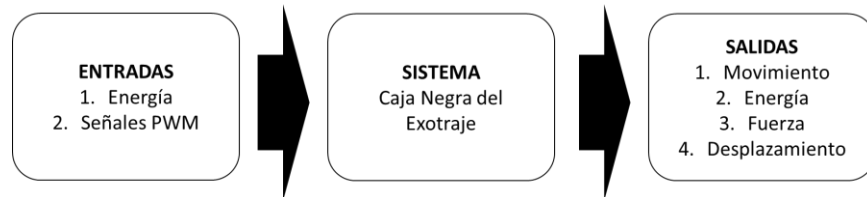


Figura 3.2 Abstracción de la idea de exotraje robótico

Entradas:

- Energía: Fuente que se emplea para dar inicio y mantener las acciones del exotraje, este puede ser de naturaleza neumática, eléctrica, hidráulica, entre otras.
- Señales PWM: Información transmitida a dispositivo que sirve como retroalimentación y/o control.

Salidas:

- Movimiento: Ejecución de los movimientos en actuadores para flexión y extensión de los músculos del torso del adolescente.
- Energía: Energía residual del sistema disipada por calor o ruido.
- Fuerza: Señal que indica la fuerza del actuador enviada al músculo.
- Desplazamiento: Señal que indica el desplazamiento del actuador en el músculo.

Para convertir las entradas en salidas, el sistema o caja negra realiza múltiples funciones que se definen a continuación:

- Transformación: Convertir energía de una fuente de poder para ejecutar las funciones de los componentes electrónicos del dispositivo.
- Estimulación muscular: Convertir la energía de la fuente de energía en la energía traslacional requerida para que los actuadores estimulen el movimiento de los músculos del torso correspondientes.
- Adaptación: Transmitir el movimiento en un área diseñada, en este caso particular, la estimulación de los músculos mediante flexión-extensión.
- Sujeción de exotraje: Colocar el exotraje en torso de adolescente de una manera óptima.
- Accionamiento: Abrir y cerrar el flujo de energía del sistema, en este caso, para dar inicio al movimiento de los actuadores.
- Control: Procesar las entradas y salidas de señales analógicas o digitales para realizar un sistema de control, en este caso, centrado en fuerza.

- Detección de fuerza: Detectar y recopilar información de la fuerza a través de sensores.
- Detección de desplazamiento: Detectar y recopilar información del desplazamiento a través de sensores.

La interacción entre entradas, salidas y las funciones del sistema se muestra en la **Figura 3.3**.

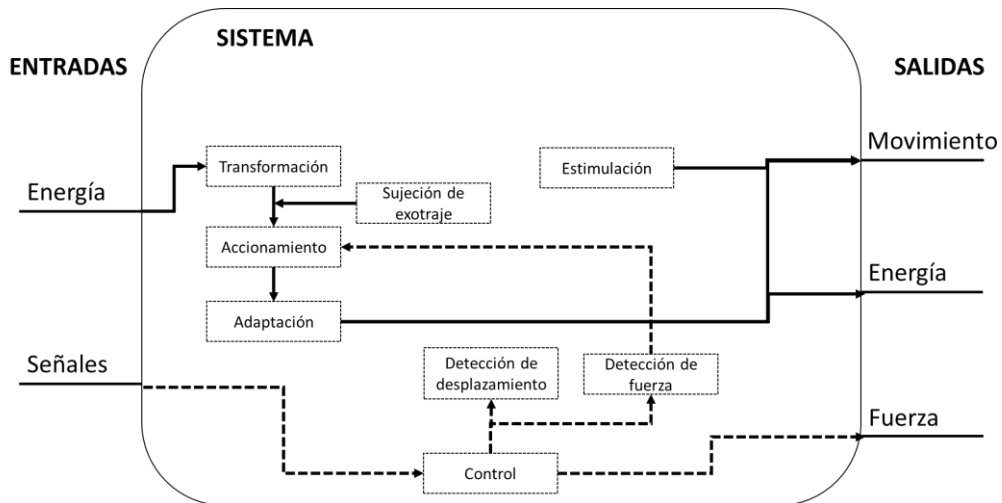


Figura 3.3 Funciones del sistema del exotraje robótico

3.2.3. Matriz morfológica

En la matriz morfológica, se consideran a las funciones en filas con varias alternativas propuestas que pueden ser implementadas en la solución considerando las tecnologías vistas en Estado del Arte y otras soluciones disponibles en el mercado. Esta matriz se presenta en la **Figura 3.4**.

N°	Función	Opción A	Opción B	Opción C
1	Transformación	Motor DC 1A	Bomba hidráulica 1B	Bomba neumática 1C
2	Estimulación	Poleas con cables de Bowden 2A	Actuadores blandos 2B	Actuadores lineales hidráulicos 2C
3	Adaptación	Exoesqueleto 3A	Exotraje 3B	Sistema robótico externo fijo 3C
4	Sujeción de exotraje	ABS 4A	Textil polimérico 4B	Bandas velcro 4C
5	Accionamiento	Interruptor 5A	Botón desde PC 5B	Pulsador 5C
6	Control	Arduino UNO 6A	Raspberry Pi3 6B	STM32 Nucleo-L476RG 6C
7	Detección de fuerza	Celda de carga tipo S 7A	Sensor de presión 7B	Galga extensiométrica 7C
8	Detección de desplazamiento	Potenciómetro 8A	Encóder rotatorio 8B	Resolver 8C

Figura 3.4 Matriz morfológica

3.2.4. Definición de concepto de solución

Los conceptos de solución surgen de la combinación entre los elementos de la matriz, y son los siguientes:

- Concepto de solución 1: 1C-2C-3B-4A-5C-6B-7C-8A
- Concepto de solución 2: 1A-2A-3A-4B-5B-6B-7A-8B
- Concepto de solución 3: 1A-2A-3A-4C-5B-6C-7A-8B
- Concepto de solución 4: 1B-2B-3A-4A-5A-6A-7B-8C

Para su evaluación, se define una lista de 11 criterios técnicos y económicos presentados en la Tabla 3.2. Desde el aspecto económico, se tienen en cuenta los costos de implementación asociados al precio de los componentes y a los costos de operación que se

relacionan al mantenimiento y gasto energético de la solución. Por el aspecto técnico, se tiene a la simplicidad de la realización de la solución propuesta, la comodidad de uso, la adaptabilidad a la morfología de torso del usuario, el peso de la solución considerando que se colocará en el torso de la persona, las dimensiones del dispositivo, la precisión del registro de datos de fuerza y desplazamiento, la seguridad de los componentes en función a los riesgos eléctricos y mecánicos asociados, y la disponibilidad de repuestos para los componentes.

N°	Criterios técnicos y económicos	Conceptos de solución (C.S.)			
		1	2	3	4
1	Costos de implementación	3	4	3	2
2	Costos de operación	3	3	3	4
3	Simplicidad	4	3	4	2
4	Comodidad	2	4	3	2
5	Ajustabilidad	3	4	4	4
6	Peso	2	3	3	4
7	Dimensiones	3	4	4	4
8	Precisión de sensado de fuerza	2	3	3	3
9	Precisión de sensado de desplazamiento	3	3	3	4
10	Seguridad	3	4	3	4
11	Disponibilidad de repuestos	3	3	3	2
Suma Total		31	38	36	35

Tabla 3.2 Criterios técnicos y económicos para conceptos de solución

La norma VDI 2225 señala que el sistema de evaluación se compone de una valoración cuantitativa en una escala del 0 al 5 con el propósito de una evaluación objetiva para cada criterio (0 = No satisface, 1 = Aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien). Tras la valoración, se eligió al concepto de mayor puntaje correspondiente al concepto de solución (C.S.) 2.

El concepto seleccionado inicia su funcionamiento a partir de la generación de energía de un motor DC que es transmitida, a partir del accionamiento de un botón desde el programa de la PC, a poleas con cables de Bowden que forman parte de un exotraje. Además, la fuerza y el desplazamiento serán detectados con una celda de carga tipo S y un codificador rotatorio respectivamente.

3.2.5. Concepto de solución elegido

El C.S. 2 fue el concepto elegido. En primera instancia, se describirán las instrucciones que el usuario deberá seguir para el correcto uso del exotraje; posteriormente, se detalla el funcionamiento del exotraje.

3.2.5.1. Procedimiento de uso

Para utilizar el dispositivo, se deben seguir los siguientes pasos.

- Asegurarse que los componentes estén bien colocados y conectados a la caja de control. La caja de control a su vez deberá estar conectada a la PC por lo que se debe iniciar el programa correspondiente para la inserción de fuerzas.
- Colocar el exotraje y ajustar los cierres de la base textil.
- Una vez puesto el dispositivo en el torso del participante, este se coloca en determinada postura inicial.
- Las fuerzas base (obtenidas previamente) se aplican al sistema de control, mediante el cual el motor se moverá de forma lenta y constante, haciendo que el cable se tense respecto al efector final adherido al músculo hasta llegar a la fuerza deseada.
- La fuerza provocará tensión en las zonas correspondientes a los músculos del torso lo que impulsa la activación muscular.
- Estas fuerzas provocarán desplazamientos en el cable Bowden del actuador que será registrado y calculado por medio de un codificador rotatorio integrado al motor DC.
- De manera simultánea, se obtendrá la fuerza aplicada para cada actuador por medio de celdas de carga tipo S.
- Se aplica una segunda rutina de movimiento de motor en el sentido contrario por unos segundos para relajar el músculo tensionado.
- Se introduce una nueva fuerza en la interfaz de la PC y se repite el procedimiento nuevamente.

3.2.5.2. Funcionamiento del concepto

El exotraje comienza a funcionar cuando se presiona el botón ‘Iniciar’ en Matlab, con la rutina de calibración del sensor de celda de carga y luego con el inicio del accionamiento del motor. Una vez realizado ello, el motor inicia su movimiento a una velocidad de 2-4 RPM por medio del microcontrolador. La polea asociada realiza el movimiento en sintonía con el motor. Cada polea está conectada con un cable de Bowden con el fin de transmitir el movimiento hasta el efector final.

El sistema que se implementa es un sistema lazo cerrado que está conectado al codificador rotatorio del motor, por lo que es un sistema de control basado en velocidad. Desde el inicio del accionamiento, la fuerza de tensión del cable es registrada por una celda de carga tipo S. Una vez que se llega a la fuerza deseada de tensión, el motor se detiene y la fuerza de tensión se estabiliza tras una ligera caída de fuerza. Luego, se acciona una segunda rutina en donde el motor se mueve en el sentido contrario para reducir la tensión ejercida por los cables hasta llegar a un valor similar a la inicial, y poder realizar el procedimiento nuevamente.

Los valores de desplazamiento angular se registran en el sistema motor-polea por medio de un codificador y la fuerza relacionada a dicho desplazamiento angular es calculada a través de una celda de carga tipo S. Estos datos son enviados a la PC y se calcula el desplazamiento lineal del cable a partir de las características de los componentes y el desplazamiento angular; posteriormente, el dato de desplazamiento junto a la fuerza sensada son usados para hallar el valor de rigidez en ese instante.

3.2.6. Evaluación y selección de proyecto preliminar

En base al funcionamiento descrito, se esbozaron tres diseños preliminares considerando uno de los principales músculos involucrados en la escoliosis según la literatura: el erector espinal lumbar; la diferencia entre los proyectos radica en la posición de los componentes y el uso complementario de bandas velcro. En el Anexo 1, se detalla y presenta los diseños de cada uno de estos proyectos.

Los proyectos preliminares se analizaron y evaluaron de forma técnica en la **Tabla 3.3** considerando puntuaciones (p) en la escala del 1-4 como la tabla previa de la evaluación de conceptos de solución, y valores ponderados (g) en la escala del 1 - 10 propuesta según la relevancia de cada criterio en el diseño y funcionamiento; los criterios se describen a continuación:

- Función: Poder realizar tensión y compresión efectiva en los músculos objetivos.
- Fabricación: Facilidad de fabricación del dispositivo teniendo en cuenta principalmente a las poleas, cables de Bowden y la integración de las piezas electrónicas al sistema de accionamiento.
- Diseño: Diseño adaptado a las limitaciones del usuario.
- Comodidad: Piezas no interfieren con el rango de movimiento del usuario.
- Sujeción: Textil y materiales complementarios sujetan eficazmente a los componentes de actuación y sensores.
- Montaje: Menores piezas posibles para una fácil colocación.
- Uso: Facilidad de uso asociada a cantidad y distribución de componentes.
- Peso: Ser cómodo para el usuario y pesar menos de 4.94 kg (ver requerimientos).
- Mantenimiento: Menor frecuencia de mantenimiento.
- Seguridad: Menores riesgos posibles en el uso asociados con la seguridad eléctrica y que los cables y poleas no tengan el riesgo de lastimar al usuario.

Variantes de proyecto			Proyecto preliminar 1		Proyecto preliminar 2		Proyecto preliminar 3		Proyecto ideal						
N°	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp					
1	Función		9	3	27	4	36	4	36	4	36				
2	Fabricación		7	3	21	4	28	2	14	4	28				
3	Diseño		8	2	16	3	24	3	24	4	32				
4	Comodidad		8	2	16	3	24	3	24	4	32				
5	Sujeción		7	2	14	2	14	4	28	4	28				
6	Montaje		6	3	18	3	18	1	6	4	24				
7	Uso		6	3	18	3	18	2	12	4	24				
8	Peso		8	4	32	2	16	4	32	4	32				
9	Mantenimiento		5	2	10	3	15	4	20	4	20				
10	Seguridad		10	3	30	4	40	3	30	4	40				
Puntaje total					27		202		31		233	30	226	40	296
Valor técnico					0.68		0.79		0.76		1.00				
Número de orden					3		1		2						

Tabla 3.3 Matriz de evaluación de proyectos preliminares para el dispositivo

El proyecto seleccionado es el N°2 con un valor técnico del 79%, por lo cual será utilizado para el posterior modelado y prototipado.

3.2.7. Identificación de materiales y equipos

3.2.7.1. Lista de materiales y equipos

En la **Tabla 3.4**, se identifican los materiales y equipos necesarios para el desarrollo del trabajo de investigación; además, se describen las funciones que desempeñarán. En el Anexo 2 se detallan las características elegidas para el motor, los componentes electrónicos y otros, identificados antes de la elaboración del presupuesto.

Material/Equipo	Función
Impresora 3D	Imprimir las poleas y las piezas de protección de caja eléctrica
Multímetro	Verificar conexiones entre los componentes y el microcontrolador, así como un correcto funcionamiento eléctrico
Motor DC estándar (torque nominal: 3-4Nm/30-40 kg.cm)	Mover los cables Bowden mediante una polea
Codificador rotatorio unido a motor DC	Registrar desplazamiento angular de motor DC durante accionamiento
Controlador compatible a motor DC	Amplificar la corriente de entrada y modificar el sentido de giro y velocidad del motor DC.
Celda de carga tipo S DYLY-106	Registrar fuerza de tensión/compresión de los cables Bowden
Cubierta de polietileno para cable Bowden	Recubrir el cable Bowden y apoyar en la transmisión de fuerzas al extremo final del cable
Cable Bowden de acero multitrenzado	Transferir el movimiento de la polea al efector final sujeto al textil
Bandas de velcro cosido	Sujetar el sistema motor-polea y la caja electrónica
Filamento PLA	Material usado en impresora 3D para las poleas que deberán resistir fuerzas de tensión moderadas y para conectores que unirán la celda de carga con el efector final por un lado y con el cable Bowden por el otro. Además, se utilizará para imprimir la caja eléctrica.

Filamento FLEX	Material usado en impresora 3D para adhesión a erector espinal lumbar y para soporte de celda de carga a textil de exotraje.
Cinta doble contacto y kinesiológica	Materiales usados como interface entre soporte de adhesión a erector espinal lumbar.
Microcontrolador Arduino Uno	Permitir la lectura de entradas de los sensores y controlar los motores mediante tarjetas controladoras.
Tela de neopreno	Sujetar los componentes del exotraje y proveer una base cómoda.

Tabla 3.4 Lista de materiales y equipos para el trabajo de investigación

3.2.7.2. Presupuesto de exotraje

A partir de los materiales identificados, se detalla el presupuesto y las cantidades a utilizar para el prototipo del exotraje (**Tabla 3.5**). Cabe recordar que el prototipo se enfocará únicamente en los músculos erectores espinales de la región lumbar del usuario. Para la identificación de los componentes se consideraron especificaciones como el torque nominal del motor DC, la capacidad de procesamiento del microcontrolador y la resolución y capacidades máximas de los sensores.

Material	Cantidad	Precio (soles)
Motor DC con codificador Chihai Motor CHP-36GP-555-ABHLL 12V 22rpm	1	200
Driver Puente H L298N 2A	1	11.50
Celda de carga tipo S DYLY-106	1	245
Amplificador de celda de carga	1	45
Cinta kinesiológica y de doble contacto	2	32
Cable de freno de bicicleta (3m)	4	24
Filamento PLA	2 kg	110
Filamento TPU	2 kg	110

Microcontrolador Arduino Uno	1	40
LEDS, resistencias, cables, botón	1	100
Chaleco de neopreno	1	96
EMG OYMotion	1	190
Adaptador de batería 12V	1	35
Juego de pesas (calibración de sensor)	1	80
Total		1318.5

Tabla 3.5 Presupuesto para prototipo de exotraje

Para conocer la información sobre los cálculos del presupuesto, revisar Anexo 3.

3.3. Diseño de componentes de exotraje

Los componentes se diseñarán utilizando programas del paquete Autodesk®, los métodos y consideraciones para diseñar y fabricar los componentes se describen a continuación.

3.3.1. Diseño de caja electrónica

La caja electrónica es un contenedor clave para sistemas que requieren de electricidad, pues fijan a los componentes electrónicos en una determinada zona y los protegen de interferencias del exterior.

Para el proyecto, se diseñarán 3 cajas electrónicas (una para el motor, una para componentes electrónicos y una para la polea) de distintas dimensiones en Autodesk Inventor® [76] que se ensamblarán. Se debe tener en cuenta que se posicionarán al lado del torso del usuario y se sujetarán con cintas cosidas al chaleco de neopreno. Además, serán fabricados en una impresora 3D con filamento PLA de material base. A modo de síntesis, el proceso de diseño a seguir se presenta en la **Figura 3.5**.

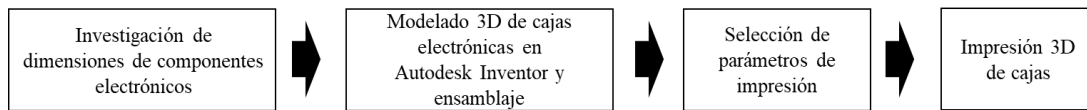


Figura 3.5 Flujo de diseño de cajas electrónicas

3.3.2. Diseño de poleas

Las poleas serán insertadas en los motores DC y se le unirán cables Bowden en sus ranuras con el propósito de transmitir el movimiento entre los motores y los cables.

En el proyecto, se diseñará una polea y se imprimirán dos piezas iguales dado que las dimensiones de todas las poleas del exotraje son iguales. La polea se diseñará en Autodesk Inventor© [76] y se considerarán las dimensiones necesarias según las especificaciones del motor DC y el grosor del cable Bowden; posteriormente, se imprimirá con filamento PLA como material base. El proceso se representa en la **Figura 3.6**.

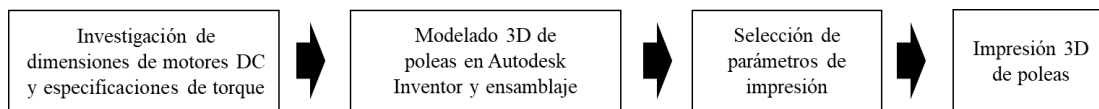


Figura 3.6. Flujo de diseño de poleas.

3.3.3. Diseño de acoples y soporte a celda de carga

La celda de carga dispone de dos acoples; por un lado, se conectará al cable Bowden y por el otro, al erector espinal lumbar izquierdo o derecho. Por el lado de la conexión al cable, cabe señalar que este presenta una pieza en un extremo del cable interno con forma de disco; por lo tanto, se desarrollará un encaje de PLA para su sujeción. Por el otro, el acople al músculo dispondrá de dos partes: una pieza rígida (PLA) unida a la celda de carga, y una pieza flexible (TPU) a la cual se le podrá pegar la cinta de kinesioterapia para su adhesión al músculo deseado; ambas piezas del acople se unirán con pegamento de resina. Por último, el soporte a celda de carga se diseña con filamento de TPU y ayuda a que la celda de carga se mantenga en su posición.

Los materiales se diseñan en Autodesk Inventor tras medir las dimensiones de la celda de carga y el cable Bowden. Luego se seleccionan los parámetros de impresión y se proceden

a imprimir los acoples. Estos se unirán a la celda de carga a través de pernos M6. La **Figura 3.7** se presenta a modo de resumen.

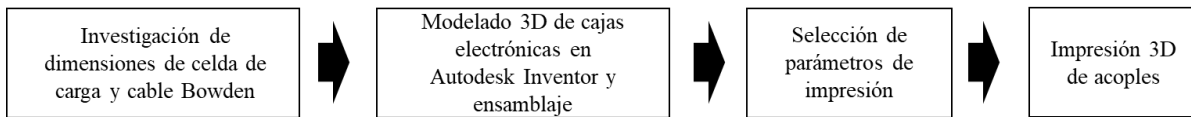


Figura 3.7 Flujo de diseño de textil

3.3.4. Modelado CAD y Fabricación del Exotraje

Disponiendo del modelo de las cajas electrónica, poleas y acoples, así como un diseño preliminar del textil base del exotraje, se procede a ensamblarlo en Autodesk 3ds Max para obtener una vista preliminar del exotraje y hacer los ajustes necesarios. Luego, una vez impresos los componentes, se ensamblarán mediante adhesivos especiales, pernos y tuercas.

3.4. Estrategia de obtención de rango de fuerzas óptimo

Dado que se requiere tener un rango de fuerzas óptimo a ser aplicado al participante desde el exotraje, se investigará y obtendrá dichos valores ideales. Para ello, se recopila y analiza la información desde *Orthoload* y se propone un método para obtener las fuerzas representativas de las posturas deseadas.

3.4.1. Uso de la base de datos Orthoload

Orthoload es una base de datos de acceso público desde el año 2008 desarrollada por investigadores de Julius Wolff Institut (JWI) - Center for Musculoskeletal Biomechanics and Regeneration [77], que recopila información de las cargas de prótesis cuando se realizan diferentes movimientos. Es considerada además como método de referencia para validar estimaciones computacionales de cargas [78]. La base de datos se subdivide en conjuntos de datos, cada uno abarca una prótesis o implante. En el presente trabajo, se utiliza el set de datos de *Internal Spinal Fixator* (fijador interno de columna vertebral) dado que este implante soporta las cargas del torso desde la zona lumbar, ejerciendo una función similar a la de los

erectores espinales lumbares. Se asume, para el propósito de la investigación, que la carga aplicada a un hueso (obtenida por *Orthoload*) será similar a la carga aplicada a los músculos que soportan al hueso, en este caso, los erectores espinales lumbares. Se eligen estas consideraciones dado que el músculo actúa como soporte óseo mientras que el esqueleto es altamente influenciado por fuerzas de contracción generadas por estos músculos durante el movimiento [79]. La similitud de posiciones entre el implante estudiado y los músculos de acción para el prototipo se representa en la **Figura 3.8**.

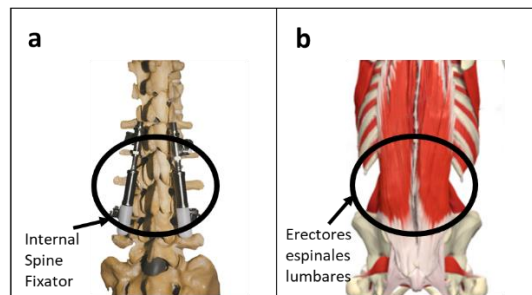


Figura 3.8 Implante vs. Músculo. (a) *Internal Spinal Fixator* [77] (b) Erectores espinales lumbares [80]

3.4.2. Selección de posturas y movimientos

El set de datos dispone de múltiples entradas en relación al movimiento que el participante realice, contando de este modo con más de 50 entradas clasificadas en 10 posturas o categorías: caminata, parado, sentado, decúbito lateral derecho, decúbito lateral izquierdo, supino, prono, soporte en manos y rodillas, cambios de posiciones (ej.: sentado a parado) y ejercicios. Al disponer de múltiples posturas y movimientos asociados, es necesario definir las posturas con las que se trabajará. Para ello, se consultaron con especialistas y pacientes con escoliosis que han realizado fisioterapia asociada a su condición. Considerando ello y las limitaciones del dispositivo, se definieron las posturas y movimientos en la **Tabla 3.6**.




Postura	Movimiento	Justificación	Imagen referencial de Orthoload [77]
Parado	Flexionar espalda	Movimiento característico para conocer el grado de flexión de la espalda; además, usado en el test de Adams para el diagnóstico de la escoliosis [14].	
Sentado	Elevar brazos a 90°	Uno de los ejercicios fisioterapéuticos usados en el método Schroth, aunque en dicho caso los brazos son soportados con las manos colocadas en barras [81]. Utilizado en fisioterapia.	
Soporte en manos y rodillas	Arquear espalda	Una de las posturas que forman parte del método Klapp, específicamente para la escoliosis en la región lumbar [82]. Pacientes con escoliosis reportan que arquear la espalda (postura gato-vaca) es un ejercicio bastante común en la fisioterapia.	

Tabla 3.6 Posturas y movimientos seleccionados para la obtención de fuerzas

Cabe señalar que estos movimientos son referenciales y solo fueron escogidos para usar dichos valores posteriormente en el prototipo. En un entorno de aplicación a un paciente con escoliosis, el fisioterapeuta definirá cuáles movimientos y posturas serán las mejores en relación a múltiples factores tales como el grado y localización de la curva.

3.4.3. Desarrollo de estrategia

Antes de señalar la estrategia de obtención de los valores de fuerza, se describirán algunos elementos de la interfaz de la base de datos (**Figura 3.9**).

En primer lugar, se tienen gráficos de fuerzas y momentos (medido en N y N·m, respectivamente) con respecto al tiempo (medido en s). Otra representación de los valores de los gráficos se muestra en forma de gráficos vectoriales en los tres planos de acción. Esta información se sintetiza en una tabla que indica los valores máximos y mínimos de las fuerzas y momentos, así como los valores en el instante actual del video del paciente ejecutando el movimiento.

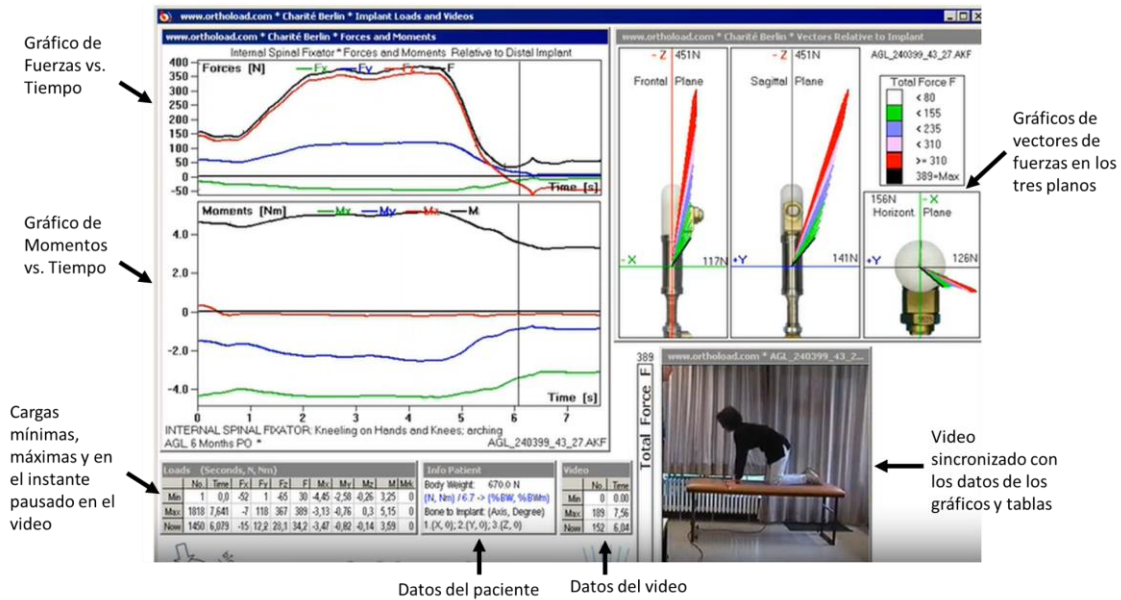


Figura 3.9 Elementos de la interfaz de *Orthoload* [77]

La estrategia para la obtención de fuerzas se describe en el siguiente diagrama (**Figura 3.10**). Cabe señalar que, de las fuerzas, se analiza el componente correspondiente al eje X, dado que se encuentra en el plano frontal y será el eje de aplicación directa de los actuadores del exotraje.

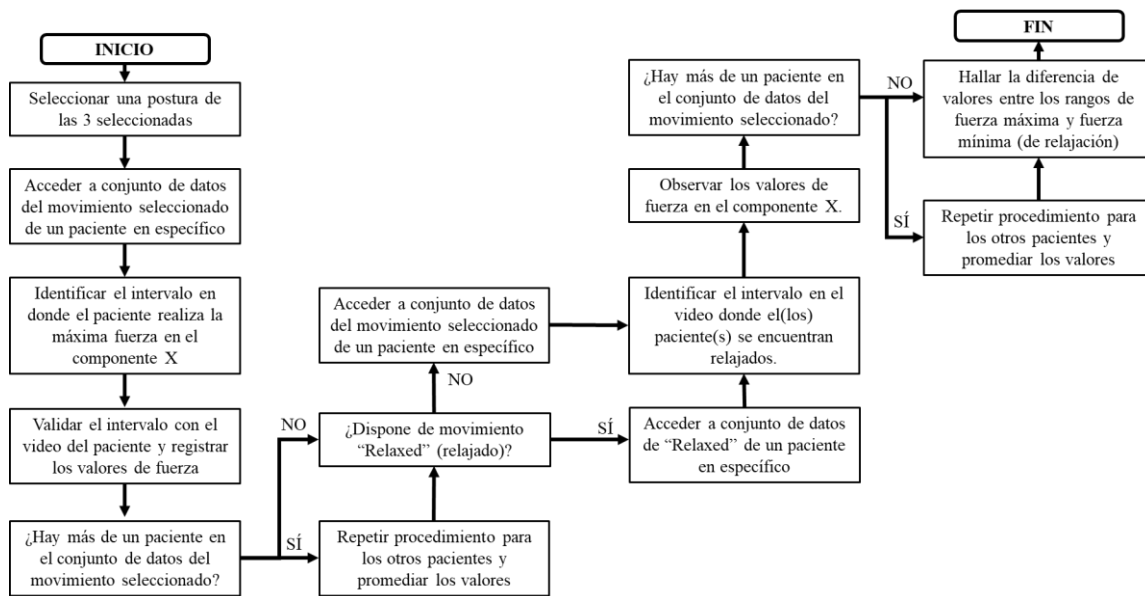


Figura 3.10 Estrategia de recolección y análisis de datos de fuerza

3.5. Estrategia de obtención de datos de fuerza y desplazamiento

3.5.1. Desarrollo de control PID

El control PID se usa para el control de un parámetro en el sistema; en el caso del proyecto, la velocidad del motor. La planta de control será diseñada de modo que se genere una velocidad constante aun cuando el torque del motor aumente. El objetivo, es detener el movimiento del motor cuando la tensión del cable sea de una magnitud de fuerza similar a las fuerzas obtenidas por *Orthoload* en cada postura.

Como se mencionó en el marco teórico, el control PID presenta tres acciones: proporcional, integral y derivada. Estas acciones corresponden a la ganancia, estabilidad y rapidez de cambio de respuesta respectivamente [83]. Por ello, una vez implementado el control, estos tres parámetros se irán ajustando hasta tener una óptima respuesta.

Se utiliza un enfoque discreto para el control PID dada su facilidad de uso y buena respuesta para los requerimientos de control de velocidad [84]. En primer lugar, se define la dirección de velocidad desde el código que es enviado al controlador del motor. Luego, se empieza con el control en donde se define el valor deseado de velocidad; en este caso,

configurado a 4 revoluciones por minuto (4RPM) para las condiciones de fuerza deseada de 21,5 y 42 N, y de 2 RPM para la fuerza de 10,5N. Esta velocidad fue definida a partir de una serie de experimentos en donde se buscó tener un intervalo mínimo antes que se llegue a la fuerza deseada; esto con el propósito de no tener un cambio abrupto de fuerza que pueda incomodar al usuario y de tener un número mínimo de muestras en donde se registre fuerza y desplazamiento.

La velocidad deseada del motor es colocada en el código de programación. La velocidad real del motor es obtenida desde el codificador rotatorio integrado al motor. El error del sistema es la diferencia entre el valor de la velocidad real y deseada. La planta de control PID se enfoca en que el error se reduzca lo máximo posible; de este modo, el motor alcanza la velocidad deseada. Esta planta se muestra en la **Figura 3.11**.

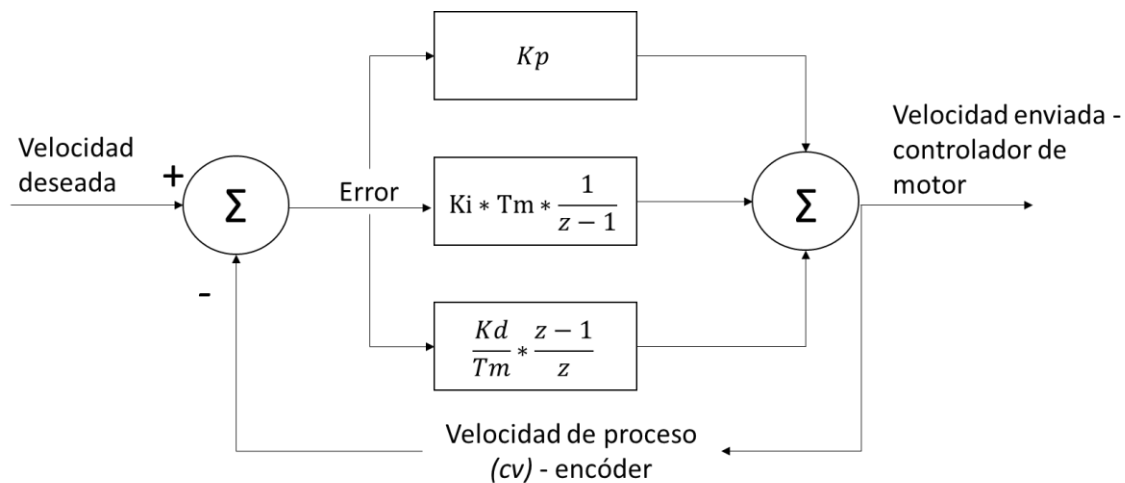


Figura 3.11 Esquema de control discreto de velocidad. En donde K_p : Coeficiente proporcional, K_i : Coeficiente integral, K_d : Coeficiente derivativo, y T_m : Periodo de muestreo.

Este enfoque tiene una implementación directa y sencilla; no obstante, el ajuste dependerá en gran medida de la sensibilidad en la medición de fuerza por parte de la celda de carga.

3.5.2. Medición de sensores

En el experimento, se usan dos tipos de sensores: una celda de carga tipo S y un codificador rotatorio. Los datos de fuerza y desplazamiento captados por los sensores son enviados al programa Arduino en una PC a través de un microcontrolador Arduino Uno.

Las celdas de carga generan una señal analógica que varía en función de la tensión del cable aplicado. Para conectar una celda de carga a un microcontrolador, se utilizará un amplificador de instrumentación como acondicionamiento de señal, y luego, la señal amplificada se conecta a un pin de entrada analógico del microcontrolador. Una ventaja de las celdas de carga tipo S es que pueden ser calibradas para brindar información en N y no solo en kg a diferencia de otras celdas [85].

Un codificador genera pulsos en respuesta al desplazamiento del material al que se encuentra unido; este número de pulsos indica la distancia desplazada [86]. El codificador con el que se trabajará es incremental; por ello, se conectan los pines A y B del sensor a dos pines de entrada digitales del microcontrolador. La información brindada por el codificador se encuentra en pulsos, pero debido a que se conoce el radio de la polea y la resolución, se puede convertir dicha información al desplazamiento lineal del cable en milímetros.

En lo que respecta al posicionamiento, la celda de carga tipo S está unida al cable Bowden por un lado y al efector final del exotraje por el otro; y el codificador rotatorio está integrado al motor DC. De este modo, la celda de carga medirá la fuerza de tensión del cable Bowden, y el codificador registrará el desplazamiento angular del motor e indirectamente el desplazamiento lineal del cable.

3.5.3. Protocolo para obtención de datos

Un individuo de 14 años con escoliosis idiopática lumbar leve se coloca el exotraje y, posteriormente, se inicia el accionamiento del mecanismo del exotraje. Durante este proceso, se registran los valores de fuerza y desplazamiento a medida que los cables Bowden se desplazan a través de la polea con un motor en velocidad constante, lo que genera tensión en los músculos. Una vez que se alcanza una fuerza de tensión deseada, registrada por la

celda de carga, se detiene el movimiento del motor. Este procedimiento se repite cinco veces para las tres fuerzas características de las posturas estudiadas.

3.5.4. Programación de sensores de fuerza y desplazamiento

La rigidez se obtiene aplicando la Ley de Hooke, por lo cual se necesita conocer el valor de fuerza aplicado al músculo y el desplazamiento generado. El valor de fuerza es obtenido desde la celda de carga mientras que el desplazamiento se obtiene a partir de los pulsos generados por el codificador rotatorio integrado al motor DC. Los datos de fuerza y desplazamiento son registrados desde una PC a través de Matlab y el paquete de soporte para Arduino. El código implementado para la obtención de fuerza se presenta en la **Figura 3.12**.

```
if timerun>=0.1 %actualización cada 0.1 segundos
    timerun=0; %inicializador de contador
    f_prev=f; %fuerza previa
    f=get_weight(cal,LoadCell); %fuerza actual obtenida con celda de carga
    forceDif=[forceDif,(f-f_prev)]; %diferencia de fuerzas
    forceDif=forceDif/force_incAvg; %escalamiento en N
end
```

Figura 3.12 Bloque de programación de adquisición de fuerza.

El código implementado para el cálculo del desplazamiento toma como base las fórmulas del Anexo 2 y se presenta en la **Figura 3.13**.

```
if timerun>=0.1 %actualización cada 0.1 segundos
    timerun=0; %inicializador de contador
    [pv,pps]=readRPM(encoder); %pv: velocidad pps: pulsos por segundo.
    p=pps*0.1; %número de pulsos en 0.1s
    ppr=pps*60/pv; %pulsos por revolución
    dp=50;%diámetro de canal interno de polea (en mm)
    d=dp/ppr; %distancia recorrida de cable por un pulso de encóder (en mm)
    if isnan(d*p)==0 %no registrar valores indeterminados
        desp=[desp,(d*p)]; %distancia recorrida de cable en 0.1s (en mm)
    end
end
```

Figura 3.13 Bloque de programación de adquisición de desplazamiento.

La rigidez se calcula a partir de los vectores de fuerza y desplazamiento obtenidos; el código se muestra en la **Figura 3.14**.

```
stiffness=forceDif./abs(despl); %vector de rigidez (en N/mm)
stiffness=sum(abs(stiffness))/(length(stiffness)-1); %rigidez promedio (en N/mm)
```

Figura 3.14 Bloque de programación de cálculo de rigidez

3.5.5. Determinación de asimetría de rigidez

Tras obtener los valores de rigidez, se procede a hacer el análisis de asimetrías que consiste esencialmente en comparar los valores de rigidez del lado izquierdo y derecho. La fórmula (3.3) toma de referencia al Índice de Asimetría de Rigidez (SAI) calculado para el exoesqueleto RoSE [28] y se adapta a este contexto en particular.

$$SAI = \left| \frac{K^+ - K^-}{(K^+ + K^-) \times 0,5} \right| \quad (3.3)$$

En donde K+ representa a la rigidez en el lado izquierdo y K- representa a la rigidez en el lado derecho. De este modo, se obtendrá un SAI por cada condición de fuerza. Al final, se tendrán 3 SAI, estos valores serán comparados con la condición real del paciente medida mediante radiografías previas.

3.5.6. Consideraciones éticas

El presente proyecto involucra la participación de un adolescente de 14 años que usará un exotraje durante aproximadamente 5 minutos en varias repeticiones a lo largo de varios días. Con el fin de asegurar el bienestar y la protección de los participantes, se han considerado e implementado las siguientes medidas éticas:

- Se obtiene el consentimiento informado (ver Anexo 4) por escrito del padre del adolescente participante. Además, se explica claramente al participante, en un lenguaje adecuado para su edad, los objetivos del estudio, los procedimientos, los beneficios esperados y los posibles riesgos involucrados.
- Se supervisará continuamente al participante durante el uso del exotraje por el equipo de investigación.

- El exotraje es probado previamente para asegurar que cumple con todos los estándares de seguridad y funcionalidad necesarios.
- Se proporcionan pausas adecuadas entre las repeticiones para evitar el cansancio y la fatiga, tales como el reposo de la espalda y el desmontaje de la caja electrónica del exotraje.
- Se garantizará la confidencialidad de la información personal y de salud del participante. Los datos recopilados serán codificados y almacenados de manera segura, accesibles solo por el equipo de investigación.
- Los resultados del estudio serán presentados de manera agregada, no se presentará la identidad del participante.
- Se informa al participante y a sus padres o tutores que tienen el derecho de retirarse del estudio en cualquier momento sin ninguna repercusión negativa.
- Se respeta la decisión del adolescente y de sus padres o tutores en cualquier momento del estudio, y se le ofrece la posibilidad de expresar sus inquietudes o preocupaciones libremente.
- Se sigue un procedimiento de monitoreo ético continuo para asegurar que se cumplan todos los estándares éticos y se aborden de manera adecuada cualquier problema que surja durante la investigación.

Estas medidas están diseñadas para proteger la salud y el bienestar del participante y para asegurar que el estudio se realice de acuerdo con los más altos estándares éticos y científicos.

3.6. Estrategia de validación con señales EMG

3.6.1. Identificación de señales de músculos a obtener

Tras obtener las rigideces de los músculos erectores espinales lumbares, se procederá a obtener las señales EMG de estos músculos. La obtención de estas señales se realizará para validar los resultados de los coeficientes de asimetría de rigidez. En la literatura, se ha

demostrado que las señales EMG, especialmente de los músculos erectores espinales, guardan estrecha relación con la progresión de la escoliosis, llegando a relacionarse por medio de su asimetría de actividad eléctrica en relación a los lados cóncavo y convexo de la curva [27], [43], [44], [45], [49], [50]. Es por ello, que se observará si la asimetría de señales EMG guarda relación con los valores de SAI y de este modo validar el método propuesto con el exotraje robótico.

3.6.2. Uso de sensor EMG OYMotion

Las señales EMG se obtienen mediante un sensor EMG OYMotion [87]. Este sensor presenta un circuito integrado de filtrado y amplificación, lo que facilitará el acondicionamiento de señales. Además, trabaja con electrodos secos, lo cual es beneficioso al tener un largo tiempo de vida y no requerir la compra de más electrodos. Estos electrodos se colocan en los erectores espinales lumbares al nivel L2, de una manera similar a los señalados en la **Figura 3.15** [88].

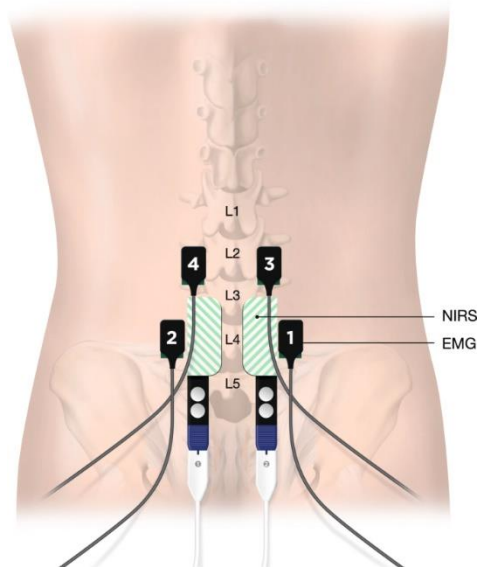


Figura 3.15 Posicionamiento de electrodos de sensor EMG [88]

Dado que la salida del sensor OYMotion es analógica, se conectará a un pin de lectura analógica del Arduino Uno (**Figura 3.16**), que posee un convertor ADC integrado, una

resolución de al menos 8 bits y una frecuencia de 1kHz necesaria para mantener la información registrada.

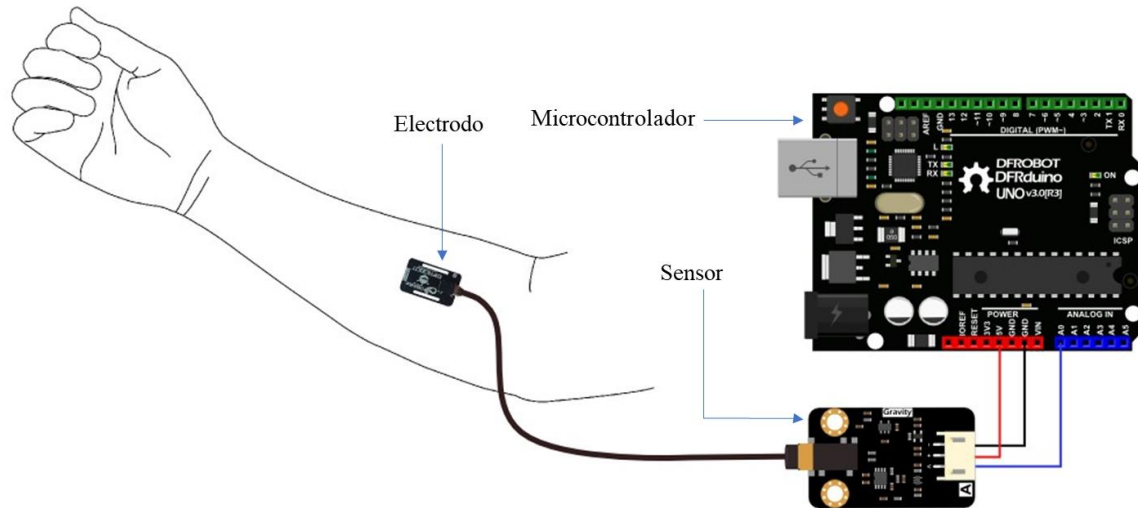


Figura 3.16 Conexión de sensor EMG y microcontrolador [87]

3.6.3. Preprocesamiento de señales

Las señales EMG son acondicionadas tanto a través del circuito de filtración de ruido y amplificación integrados al sensor como mediante un acondicionamiento programado en Arduino a través de la librería “EMG Filters”. Se utilizará un filtro Notch para reducir el ruido ocasionado por una línea de alimentación, además de un filtro pasabajos y pasaaltos de Butterworth de segundo orden para una mayor reducción de ruido.

3.6.4. Procesamiento de señales

Se le indicará a la persona que realice tres movimientos en cada una de las tres posturas características en la fisioterapia de escoliosis indicadas previamente (**Tabla 3.6**). Las señales EMG son obtenidas en un intervalo de 300 muestras en Matlab© tal como se muestra en la **Figura 3.17**.

```

thresholdIzq=0.05;%umbral de calibración para electrodo izquierdo
thresholdDer=1.5;%umbral de calibración para electrodo derecho
time = 300;
while time > 0
    izq=readVoltage(a,'A0')-thresholdIzq;%valor EMG - izquierda
    der=readVoltage(a,'A4')-thresholdDer;%valor EMG - derecha
    x1 = [x1,izq]; %vector con valores EMG - izquierda
    x2 = [x2,der]; %vector con valores EMG - derecha
    time=time-1;
    pause(0.1);
end

```

Figura 3.17 Bloque de programación de adquisición de señales EMG

El procesamiento de las señales EMG obtenidas consiste en convertir los valores de la señal en sus valores cuadráticos medios (RMS), ya que esto permite identificar con mayor precisión los picos de amplitud que corresponden a las contracciones musculares. Posteriormente, se identifican los picos en las señales EMG utilizando el comando *findpeaks*, configurando los parámetros de distancia y altura entre picos para que puedan ser considerados como tales. Finalmente, se determinan los picos correspondientes a una contracción si su localización no excede las 15 muestras entre sí. Los picos que corresponden a la contracción de los erectores espinales lumbares son reportados.

Con los picos obtenidos, se calcula el Coeficiente de Asimetría de Señales EMG (EAC) [89] como la relación entre el valor máximo de la señal de un lado (E1) y el valor máximo de la señal del otro lado (E2). Este coeficiente, presentado en la ecuación (3.4), se calcula para cada condición de fuerza descrita.

$$EAC = \frac{|E_1 - E_2| * 100\%}{E_1} \quad (3.4)$$

El procedimiento completo se presenta en forma de código de Matlab en la **Figura 3.18**.

```

env_x1=sqrt(abs(x1+0.05)); %vector con valores RMS de EMG - izquierda
env_x2=sqrt(abs(x2)); %vector con valores RMS de EMG - derecha
%magnitud y ubicación de puntos máximos en vectores EMG:
[Izq_peaks,locIzq]=findpeaks(env_x1,[0,t],'MinPeakDistance',20,'MinPeakHeight',0.098);
[Der_peaks,locDer]=findpeaks(env_x2,[0,t],'MinPeakDistance',20,'MinPeakHeight',0.155);
%punto máximo cuando se da contracción en ambos lados:
for i = 1:length(Izq_peaks)
    for j=1:length(Der_peaks)
        %se evalúa si la contracción es simultánea en ambos electrodos:
        if abs(locIzq(i)-locDer(j))<15
            %coeficiente de asimetría:
            asimetria=abs(Izq_peaks(i)-Der_peaks(j))/(Der_peaks(j))*100;
            disp(Izq_peaks(i)); %valor EMG en izquierda en la contracción n
            disp (Der_peaks(j)); %valor EMG en derecha en la contracción n
        end
    end
end

```

Figura 3.18 Bloque de programación de procesamiento de señales EMG

Por último, los valores EAC son comparados con los valores SAI y se observa si existe una correlación significativa entre ambas variables. Esta correlación se determina, asumiendo una distribución normal y relación lineal, a través del coeficiente de correlación de Pearson (r) con un nivel de confianza de al menos el 80%. Si este coeficiente es más cercano a 1, mayor será la correlación entre las variables y se afirmará la correlación entre las asimetrías de rigidez y EMG. De este modo, se validará que el método propuesto pueda ser utilizado como herramienta de monitoreo potencial para la escoliosis.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el presente capítulo, se presenta el diseño, manufactura y ensamblaje de componentes del exotraje, la obtención de los rangos de fuerzas ideales obtenidos por la base de datos *Orthoload*, la implementación del sistema de control PID a través de Matlab, la obtención de rigidez a partir del mecanismo implementado y la rutina desarrollada para los sensores y actuadores del exotraje, y la validación del método propuesto en base a la evaluación de actividad eléctrica a partir de señales EMG.

4.1. Diseño de exotraje

El exotraje implica la integración de múltiples componentes electrónicos y mecánicos que se describirán en un diagrama; luego se presentará el proceso de diseño y modelado en Autodesk Inventor de aquellos componentes que lo requieran, y finalmente, la impresión de los mismos.

4.1.1. Diagrama de componentes de exotraje

Se analizan y establecen las interconexiones entre los diversos elementos que conforman el exotraje, las cuales se esquematizan mediante un diagrama. La **Figura 4.1** encapsula estas relaciones, proporcionando una identificación clara de las conexiones existentes. Las imágenes asociadas a los componentes específicos reflejan los modelos que han sido seleccionados tras la investigación de sus características.

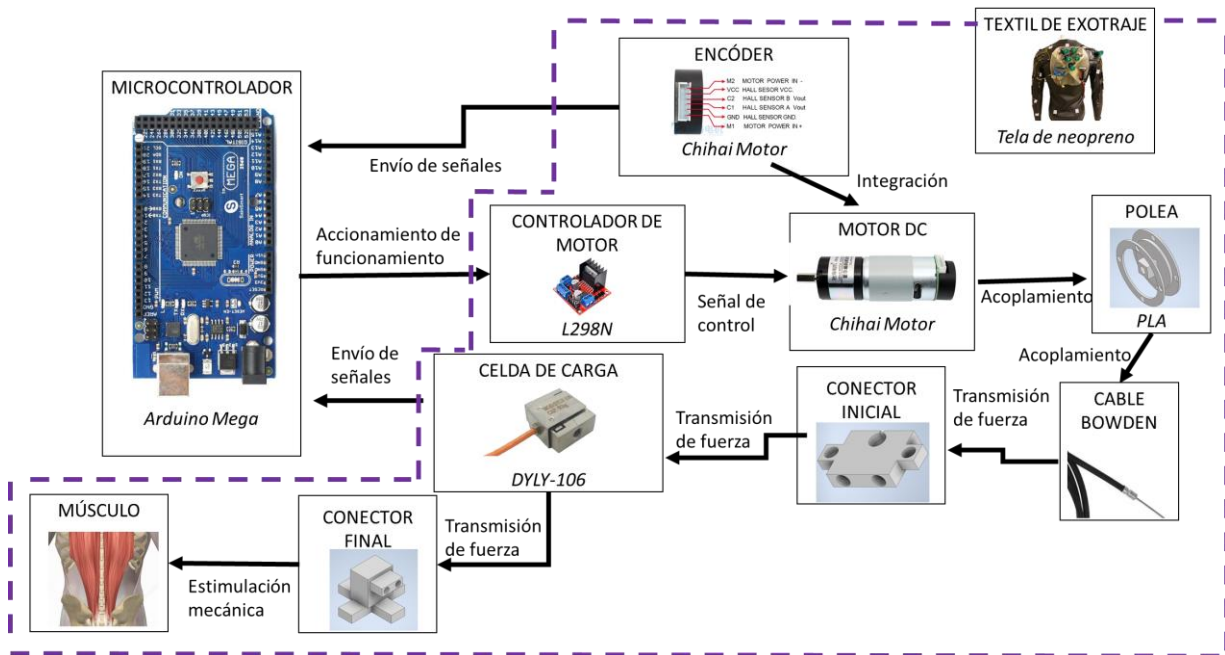


Figura 4.1 Diagrama de conexiones de componentes del dispositivo robótico

4.1.2. Modelado e impresión de caja electrónica

Se disponen de dos cajas electrónicas que serán colocadas al lado izquierdo y derecho de la zona lumbar de la espalda a través de una banda ajustable incorporada en el chaleco de neopreno.

Cada caja electrónica es modelada en seis partes: dos piezas correspondientes al motor DC, dos piezas a los componentes electrónicos y dos piezas que contienen a la polea. Estas partes se modelan en Autodesk Inventor. Para ello, se consideraron las dimensiones de los componentes que irán dentro de la caja. Las dimensiones y los materiales de las piezas se detallan en la **Tabla 4.1**.

Parte	Componentes que contiene	Dimensiones
Caja de motor DC	Motor DC y codificador rotatorio	7,6x14,3x5 cm
Caja de componentes electrónicos	Controlador de motor, puertos de alimentación y conexión a microcontrolador	7,6x14,3x5.8 cm
Caja de polea	Polea y parte de eje de motor	9x3,2x9 cm

Tabla 4.1 Componentes y dimensiones de cajas electrónicas

La importancia de este proceso de modelación radica en la capacidad de anticipar y abordar posibles desafíos relacionados con el entorno en el que el exotraje será utilizado. Al modelar las cajas electrónicas, se tiene en cuenta no solo las dimensiones precisas de los componentes internos, sino también la naturaleza del entorno circundante, que puede incluir factores como la exposición a condiciones atmosféricas adversas, posibles impactos, y otros riesgos potenciales.

A continuación, se presenta la **Figura 4.2**, que muestra el ensamblaje del contenedor y tapa de la caja de motor DC, la **Figura 4.3**, que muestra el ensamblaje de la caja de componentes electrónicos, y la **Figura 4.4** que muestra los componentes de la caja de polea. Todos estos realizados desde el programa de modelado de Autodesk Inventor.

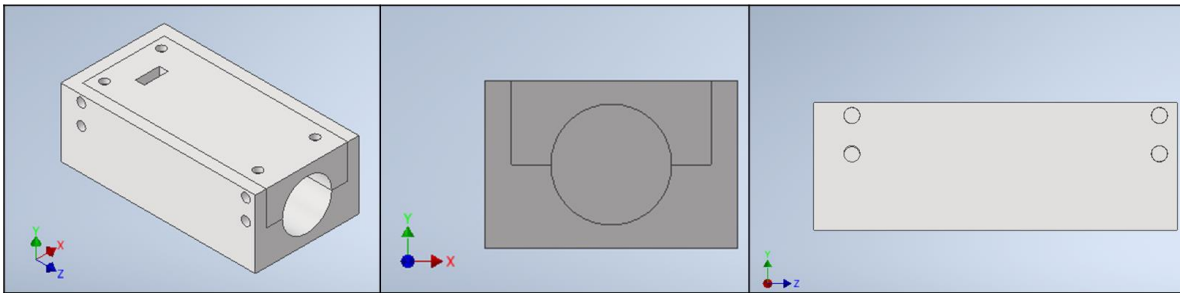


Figura 4.2 Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja de motor DC en Autodesk Inventor

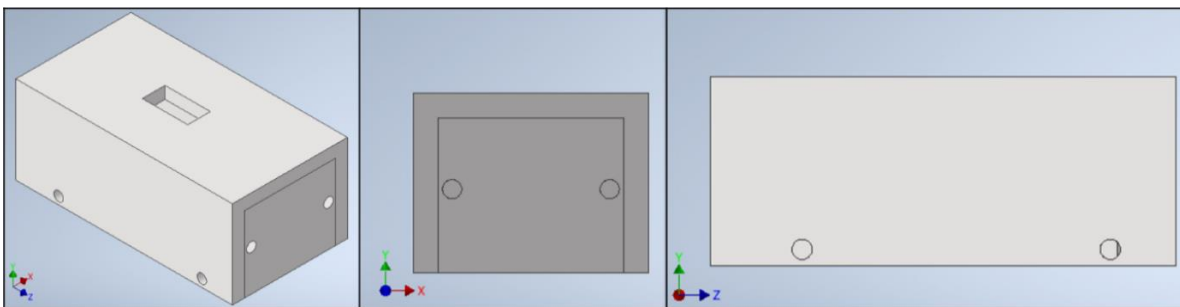


Figura 4.3 Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja de componentes electrónicos en Autodesk Inventor

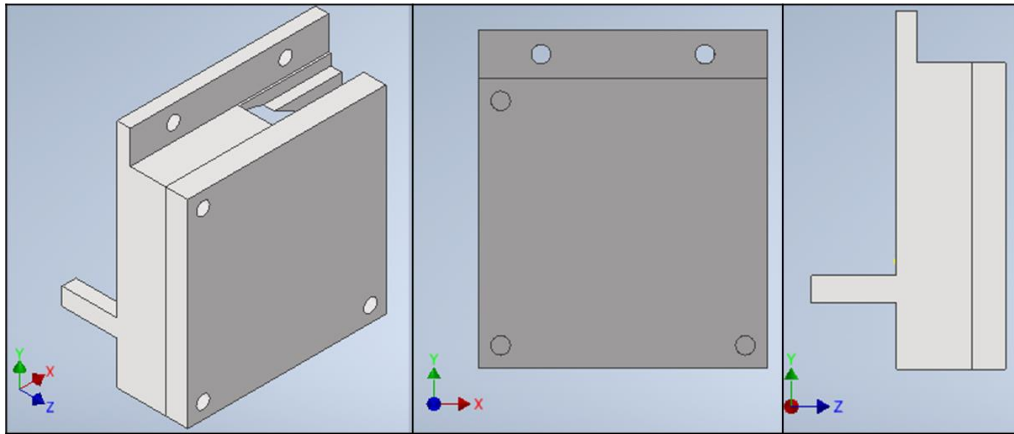


Figura 4.4 Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja de polea en Autodesk Inventor

Las cajas son impresas con filamento PLA en la impresora Prusa i3 MK3S+. Estas cajas son presentadas en la **Figura 4.5**.

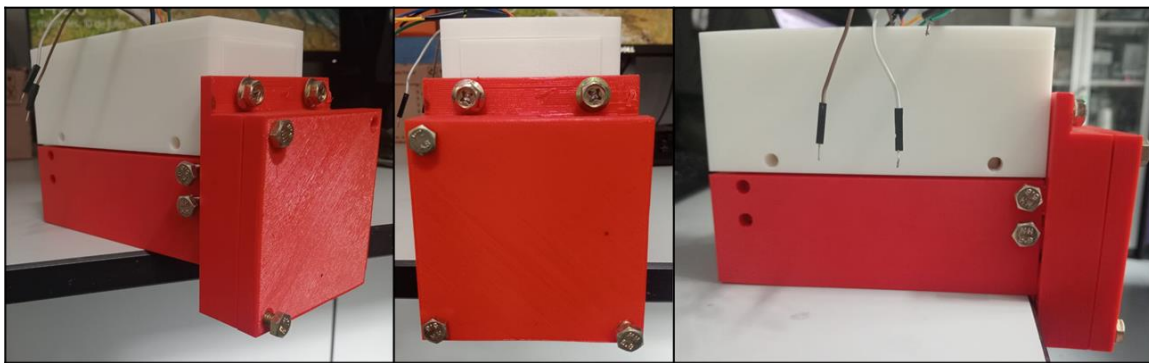


Figura 4.5 Vista ortográfica, frontal y lateral de Caja electrónica impresa

4.1.3. Modelado e impresión de poleas

Las poleas son diseñadas con el propósito de conectar los motores DC con los cables Bowden. Se diseña una sola polea dado que las dimensiones entre estas no diferirán. La polea dispone de dos partes, una parte que está unida al eje del motor y una parte que sirve para ajustar el cable Bowden. La parte unida al eje del motor tiene un canal interno que mide 5cm de diámetro y 3mm de grosor mientras que el canal externo mide 6 cm de diámetro y 2 mm de espesor. Por otro lado, la pieza que se unirá a esta primera parte es un disco hueco de

espesor de 2 mm. El diámetro del canal interno de la primera pieza es de 5cm dadas las especificaciones de torque deseado (ver Anexo 2) mientras que el diámetro del agujero es de 8mm considerando las dimensiones del motor DC Chihai (ver **Tabla 3.5**).

Tras la determinación de dimensiones, se procede a modelar las piezas de la polea a través de Autodesk Inventor (**Figura 4.6**).

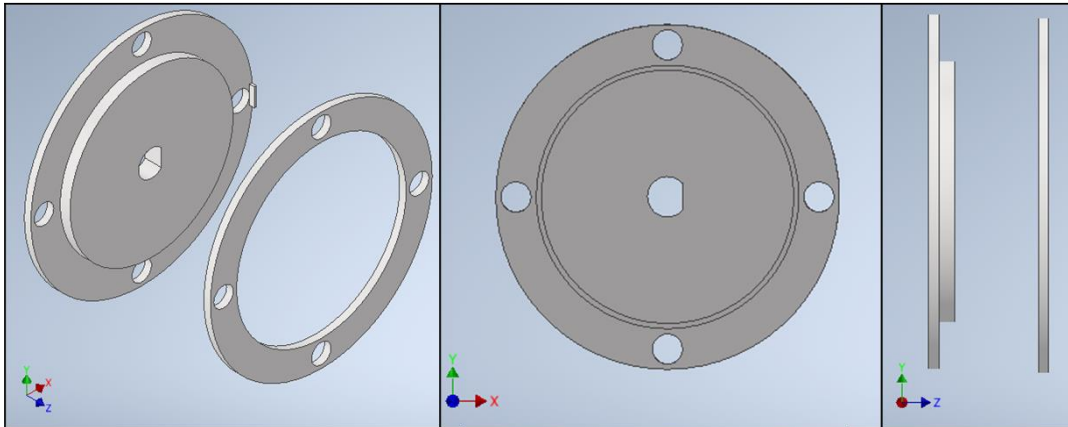


Figura 4.6 Vista ortográfica, frontal y lateral de Polea en Autodesk Inventor

La polea es impresa con material PLA en la impresora Prusa i3 MK3S+. Las dos piezas de la polea se unen mediante cuatro pernos y tuercas M6 que permiten el ajuste al grosor del cable interno Bowden. Las piezas impresas se muestran en la **Figura 4.7**.

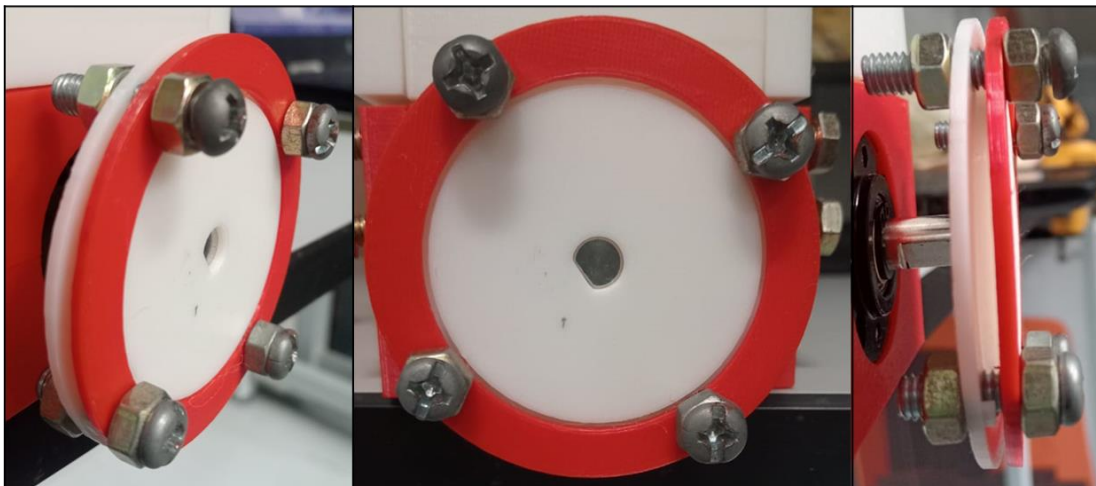


Figura 4.7 Vista ortográfica, frontal y lateral de Polea impresa

4.1.4. Modelado e impresión de conectores

Los conectores sirven de unión de la celda de carga con otros componentes del exotraje. Para ello, se modelan cuatro piezas: dos piezas que se unen a la celda de carga directamente, una pieza que se une a la zona de interés localizada en el erector espinal lumbar, y una pieza que se une al cable Bowden.

El mecanismo de sujeción entre las piezas y la celda de carga es a través de un agujero por el cual se colocan pernos M6. La sujeción entre la pieza y la zona de interés del participante del estudio es mediante adhesivos especiales de kinesioterapia y cinta de doble contacto, los cuales han probado tener la suficiente sujeción ante las fuerzas que se transmiten por el exotraje. Por último, la unión de la pieza y el cable Bowden es un mecanismo de encaje en el cual se coloca un extremo del cable interno Bowden que tiene forma de un disco a dos piezas que encajan perfectamente con el cable y se unen entre sí mediante pernos M6. Estas formas de sujeción se ilustran en la siguiente **Figura 4.8**.

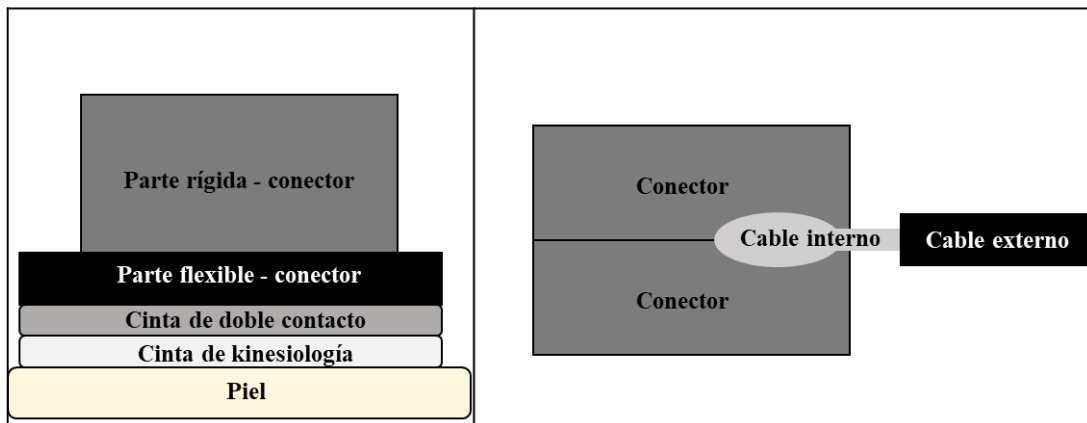


Figura 4.8 Sujeción entre pieza y músculo de interés (izquierda), y pieza y cable Bowden (derecha)

Las piezas son modeladas a través de Autodesk Inventor y se modela la celda de carga a utilizar con sus dimensiones respectivas. Todas las piezas se ensamblan y se ilustran en la **Figura 4.9**.

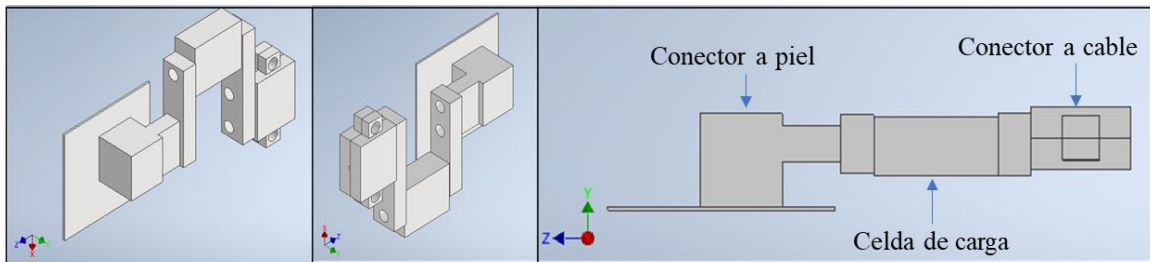


Figura 4.9 Vista ortográfica, frontal y lateral de ensamblaje de conectores y celda de carga en Autodesk Inventor

Las piezas se imprimen con material PLA a excepción de la pieza que sujetará el músculo de interés, que es impresa con filamento TPU al tener un mayor grado de flexibilidad y poder adecuarse mejor a la geometría natural del torso. Estas piezas se unen y se muestran en la **Figura 4.10**.

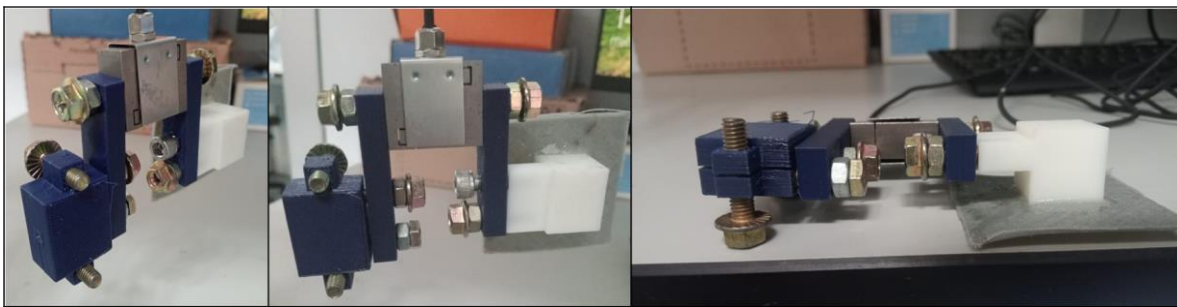


Figura 4.10 Vista ortográfica, frontal y lateral de ensamblaje de conectores impresos y celda de carga

4.1.5. Ensamblaje de exotraje

El exotraje es colocado en un adolescente con escoliosis lumbar leve. Se realizan las conexiones del microcontrolador Arduino a la PC y se conecta la fuente de alimentación. A continuación, en la **Figura 4.11** se presenta el exotraje colocado en el participante.

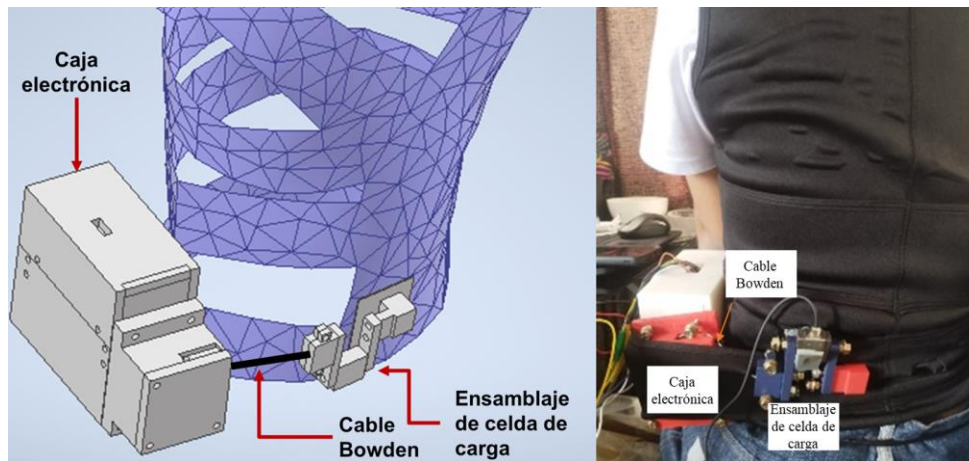


Figura 4.11 Exotraje integrado (en Inventor [izquierda] y en usuario con escoliosis leve [derecha])

Se ha desarrollado un exotraje para la detección de rigideces como parte del monitoreo de la escoliosis. La tecnología de exotrajes con poleas y cables aplicados a los músculos ha sido previamente desarrollada [35, 36], aunque con un enfoque en los miembros superiores y con fines de soporte y movilidad, a diferencia del exotraje propuesto, que se centra en los músculos paravertebrales. Entre los exotrajes con enfoque en los músculos paravertebrales se encuentran el exotraje AireLevate [33] y los prototipos realizados por Cakmak [34]; sin embargo, estos se basan en un sistema de transmisión pasiva y están diseñados exclusivamente para el soporte del torso. En cambio, el exotraje planteado cuenta con una transmisión activa de fuerzas mediante motores DC de alto torque, con el objetivo de estimular los músculos y adquirir rigidez muscular.

El dispositivo TruST [32] también posee una transmisión de fuerza enfocada en los erectores espinales y utiliza motores; no obstante, su objetivo principal es el soporte, y se basa en un sistema fijo, mientras que el dispositivo propuesto es ligero y portátil, facilitando su transporte y colocación. Finalmente, solo una solución en el estado del arte se centra en la medición y cuenta con una transmisión activa de fuerzas en el torso de personas con escoliosis: el exoesqueleto RoSE [31]. Sin embargo, el exotraje propuesto presenta diferencias significativas: la ligereza de sus componentes facilita su colocación, la estructura base de neopreno garantiza una mayor comodidad para el usuario, y la flexibilidad general de la estructura permite su adaptación a diferentes morfologías de torso. Además, los sensores

de bajo costo registran adecuadamente los parámetros de fuerza y desplazamiento. Un aspecto a mejorar es la inclusión de la región torácica en el estudio, ya que, a diferencia del exoesqueleto RoSE, el exotraje propuesto actualmente se centra en la región lumbar, que, al igual que la torácica, presenta una alta incidencia de escoliosis.

4.2. Obtención de fuerzas de consigna

El rango de fuerzas es calculado a partir de un análisis de las fuerzas brindadas en la base de datos Orthoload como se describe en la sección 3.4 de la metodología.

4.2.1. Obtención y organización de fuerzas

Las fuerzas son registradas por experimento. Dado que se promediarán las fuerzas y se requiere para ello muestras en donde la dispersión sea mínima, se registraron los datos concernientes a los experimentos de un participante en específico.

En total, se disponen de 20 conjuntos de datos analizados. De manera específica, se registraron 8 conjuntos de datos de la persona flexionando la espalda mientras se encuentra parado (postura 1 con actividad) y 3 conjuntos de datos de la persona parada (postura 1 sin actividad o ‘relaxed’); 4 conjuntos de datos de la persona sentada elevando los brazos (postura 2 con actividad) y 1 conjuntos de datos de la persona sentada en relajación (postura 2 sin actividad o ‘relaxed’); por último, 4 conjuntos de datos del paciente apoyado sobre sus manos y rodillas arqueando la espalda (postura 3 con actividad); dado que no se contaba con conjuntos de datos específicos para la persona en esa postura y sin moverse; se decidió usar los mismos conjuntos de datos pero analizando el intervalo inicial (ver estrategia planteada en **Figura 3.10**).

A continuación, se observa cómo se obtuvieron los datos de fuerza de un paciente en la postura 1 realizando la actividad. En primer lugar, al exportar el conjunto de datos de la actividad específica de un paciente en *Orthoload*, este es exportado a Microsoft Excel como se observa en la **Tabla 4.2**.

Tiempo	Fx	Fy	Fz	F	Mx	My	Mz	Marcador
[s]	[N]	[N]	[N]	[N]	[Nm]	[Nm]	[Nm]	[0/1]
0	-41,79	50,36	188,17	199,22	-4,94	-2,63	0,32	0
0,004	-41,8	50,36	188,16	199,22	-4,94	-2,63	0,32	0
0,009	-41,8	50,36	188,19	199,25	-4,94	-2,63	0,32	0
0,013	-41,82	50,37	188,24	199,3	-4,94	-2,63	0,32	0

Tabla 4.2 Fragmento de conjunto de datos (experimento 1 – postura 1 – con actividad) exportado de *Orthoload*

De este conjunto de datos, se determina con ayuda del video sincronizado (véase **Figura 3.9**) el intervalo en donde el paciente realiza la acción. En este paciente, el intervalo es de 9,591-11,722 s. Además, se analiza únicamente Fx y Fz. Esta información se recopila de cada conjunto de datos y se obtiene una información similar a la mostrada en la **Tabla 4.3**.

Experimento	Tiempo	Fx	Fz	Experimento	Tiempo	Fx	Fz
	[s]	[N]	[N]		[s]	[N]	[N]
1	9,591	-34,88	282,79	2	5,963	-33,27	306,83
	9,595	-34,88	283,14		5,967	-33,31	306,73
	9,6	-34,88	283,53		5,971	-33,37	306,74
	9,604	-34,87	283,85		5,976	-33,43	306,73

Tabla 4.3 Fragmento de conjunto de datos de los experimentos 1 y 2 en los intervalos de actividad para la postura 1.

Para cada experimento, se procede a obtener el mínimo y máximo valor de Fx y Fz. A continuación, se muestra el resumen de dicha información en la **Tabla 4.4**.

Postura	Experimento	Fx (min)	Fx (max)	Fz (min)	Fz (max)
		[N]	[N]	[N]	[N]
1-acción	1	-34,88	-32,23	270,1	291,43
	2	-37,98	-33,27	298,94	328,97
	3	-22,58	-18,12	212,69	244,08
	4	-13,91	-7,35	167,75	193,61
	5	-8,88	-3,33	180,7	210,37
	6	-5,18	-2,07	153,4	178,25
	7	-13,08	-9,93	212,01	228,47
	8	-14,2	-7,61	227,97	260,18
1-relajado	1	-42,1	-37	114,9	144,35
	2	-39,44	-34,95	60,67	80,27
	3	-39,05	-35,84	75,03	106,32

Tabla 4.4 Fragmento de la tabla resumen de valores de Fx y Fz por experimento en postura 1.

Los valores son promediados entre todos los experimentos para determinar el rango de fuerzas aplicado en el paciente al realizar una determinada actividad. La organización de información se muestra en la **Tabla 4.5**.

Postura	Fx(min)	Fx (max)	Fz (min)	Fz (max)
	[N]	[N]	[N]	[N]
1-acción	-18,84	-14,24	215,45	206,03
1-relajado	-40,20	-35,93	83,53	110,31
2-acción	-52,73	-44,06	193,93	223,68
2-relajado	-37,15	-34,16	49,61	70,61
3-acción	-55,26	-50,38	328,18	357,53
3-relajado	-13,03	-8,73	-18,90	-11,05

Tabla 4.5 Fragmento de la tabla resumen de valores de Fx y Fz por postura

4.2.2. Determinación de rango de fuerzas

El rango de fuerzas se determina en base a la diferencia entre la fuerza generada al realizar el movimiento y las fuerzas presentes al no realizar ninguna actividad; en otras palabras, hacen referencia a la fuerza generada en el implante de *Orthoload* para realizar dicho movimiento en específico. Los valores límite del rango de fuerzas son determinados a partir de las ecuaciones (4.1) y (4.2):

$$f_{\min} = |fm_{\min} - fr_{\max}| \quad (4.1)$$

$$f_{\max} = |fm_{\max} - fr_{\min}| \quad (4.2)$$

En donde f_{\min} y f_{\max} es el valor mínimo y máximo del rango de fuerzas respectivamente, fm_{\min} y fm_{\max} es el valor mínimo y máximo de la fuerza generada al realizar el movimiento respectivamente, y fr_{\min} y fr_{\max} es el valor mínimo y máximo de la fuerza generada en la relajación; es decir, al no realizar ninguna actividad, respectivamente.

A continuación, se presenta la **Tabla 4.6**, en donde se muestran los rangos de fuerza calculados.

Movimiento	Fx(min)	Fx(max)	Fz(min)	Fz(max)
	[N]	[N]	[N]	[N]
1	21,36	21,69	95,71	131,91
2	9,90	15,58	144,32	153,07
3	41,65	42,23	347,08	368,58

Tabla 4.6 Rangos de fuerza calculados para cada postura

El rango de fuerzas se interpreta en el proyecto como las fuerzas máximas que pueden ser producidas por el motor para no generar incomodidades en las posturas señaladas. El motivo de elección de estos movimientos es porque ayudan a activar los músculos asociados a la escoliosis; por tal motivo, la fuerza generada por el motor tampoco puede ser significativamente menor ya que no ayudará en la activación. Estas consideraciones son discutidas en el siguiente apartado.

El motor tendrá una acción principalmente horizontal; por lo tanto, la fuerza en el eje x es de mayor importancia para el motor DC, mientras que la fuerza en el eje z pasa a un segundo plano y dependerá del ángulo de los cables de Bowden respecto a dicho eje.

4.3. Implementación de sistema de control

El sistema de control que es usado en el exotraje es uno basado en la velocidad como fue descrito en el capítulo 2.5 pues se busca que el motor se mueva de forma constante hasta llegar a una tensión de cable requerida. Este sistema es implementado en Matlab©, probado en un montaje estático, con una celda de carga previamente calibrada, obteniendo una respuesta de control estable. A continuación, se describe los resultados de cada etapa en la implementación del sistema.

4.3.1. Sistema de control PID

El sistema de control PID es implementado desde el software Matlab© en donde la velocidad deseada es enviada al controlador. A partir de un bloque de programación iterativo y un contador de tiempo, se actualiza el valor de salida cada 0,1 segundos. El segmento de programación se presenta a continuación en la **Figura 4.12**.


```

if timerunPID>=Tm %actualización cada 0.1 segundos|
    [pv,pps]=readRPM(encoder); %lectura de encóder
    timerunPID=0; %inicialización de contador
    error=sp_v+pv;%error de control PID
    %ecuacion de diferencias:
    cv=cv1 + (Kp + Kd/Tm)*error + (-Kp + Ki*Tm - 2*Kd/Tm)*error1 + (Kd/Tm)*error2;
    cv1=cv; %actualización de valor cv-1
    error2=error1; %actualización de valor error-2
    error1=error; %actualización de valor error-1
    %saturamos con condiciones mínimas y máximas:
    if cv>22
        cv=22;
    end
    if cv<0
        cv=0;
    end
    %RPM enviado al driver a través de duty cycle:
    writePWMDutyCycle(a, 'D6',cv*(1/22));
end

```

Figura 4.12 Bloque de programación de control PID de velocidad

El bloque de la **Figura 4.12** toma en consideración la ecuación de diferencias que se deriva del sistema de control discreto previamente señalado en la metodología. Además, se envía la señal de velocidad al controlador del motor directamente configurando el ciclo de trabajo en valores que van del 1 al 22 que es la velocidad máxima en revoluciones por minuto que puede alcanzar el motor del proyecto.

Paralelamente, se programa una condición de parada del motor que es cuando se llega a la fuerza de tensión deseada desde el cable del exotraje. Las condiciones señaladas son encontrarse en el primer incremento de fuerza si es mayor a la fuerza deseada por 11 a 25 N o en el segundo incremento de fuerza (con un torque reducido por la fricción de la polea con el eje) con una magnitud superior a la fuerza deseada por 3 a 15 N esto se decidió en base a múltiples experimentos realizados en un montaje estático para determinar la magnitud de reducción de la fuerza cuando el motor DC se detiene. En la programación se consideraron las variables de fuerza en la iteración previa (f_{prev}), fuerza registrada actualmente (f) y fuerza deseada (t_{sp}). La **Figura 4.13** muestra el algoritmo descrito.

```

if (f-t_sp)>=0
    if f>f_prev && bajada==0 %Solo para fuerza en primera subida
        subida=1;
        %la diferencia del valor debe estar entre 11 a 25 N según últimos experimentos.
        if (f-t_sp)>=11*force_incAvg && (f-t_sp)<=25*force_incAvg
            sprintf('Se llegó a fuerza deseada')
            break;
        end
    end
end
if f_prev>f && subida==1 %Solo para fuerza en bajada
    bajada=1;
end
if f>f_prev && bajada==1 && interseccion>=2 %Para fuerza en segunda subida
    subida=2;
    %la diferencia del valor debe estar entre 3 a 15 N según últimos experimentos.
    if (f-t_sp)>=3*force_incAvg && (f-t_sp)<=15*force_incAvg
        sprintf('Se llegó a fuerza deseada')
        break; %control para fuerza en segunda subida
    end
end

```

Figura 4.13 Bloque de programación de condición de parada por tensión de cable

4.3.2. Montaje estático

El control se implementa en un montaje estático previo a ser usado en una persona con escoliosis. Este montaje se compone de dos tornillos de banco multi ángulo marca Stanley que permiten el ajuste del ensamble de motor y polea, y del ensamble de la celda de carga y conectores impresos respectivamente. La **Figura 4.14** corresponde a este montaje.

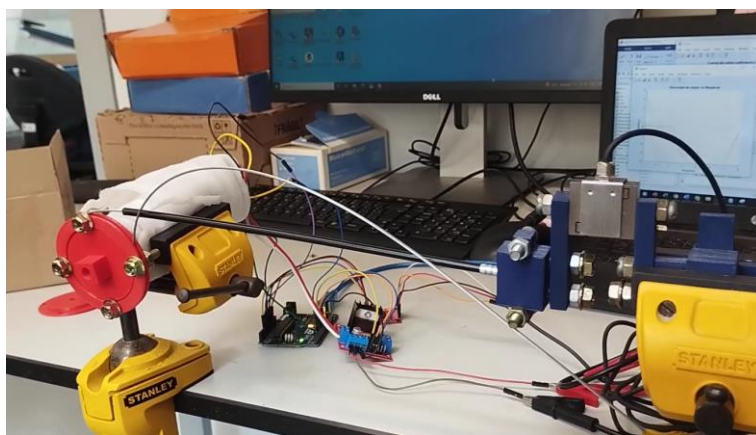


Figura 4.14 Montaje estático para determinación de parámetros de control

Se utiliza un montaje estático para repetir el experimento múltiples veces hasta encontrar las condiciones ideales para el control de la velocidad y la condición de parada de la fuerza del cable sin que ello suponga incomodidad para el usuario del exotraje.

4.3.3. Calibración de celda de carga

Para el registro de datos de la celda de carga, se utiliza la librería dueHX711. En primer lugar, se calibrará a la celda de carga, lo cual consiste en el tareo (configurar valor inicial de celda de carga a 0) y el escalamiento. Este escalamiento se realiza con un conjunto de pesas de 100 gramos (1 N) que son colocadas desde la polea del motor; se debe realizar este escalamiento para trabajar con fuerzas conocidas y poder traducir la salida de la celda de carga a una fuerza en N.

La calibración se realiza como primer paso antes de que el exotraje empiece a activar el mecanismo de control previamente descrito. Esta solo necesita realizarse una vez tras la inicialización del microcontrolador.

En la **Figura 4.15**, se presenta los resultados obtenidos con la celda de carga a partir del escalamiento de pesas. En base a los tres incrementos de fuerza registrados como resultado de la colocación de pesas adicionales de 100 g; se promedia el valor de incremento y se actualiza t_{sp} como la fuerza deseada en base a dicho valor.

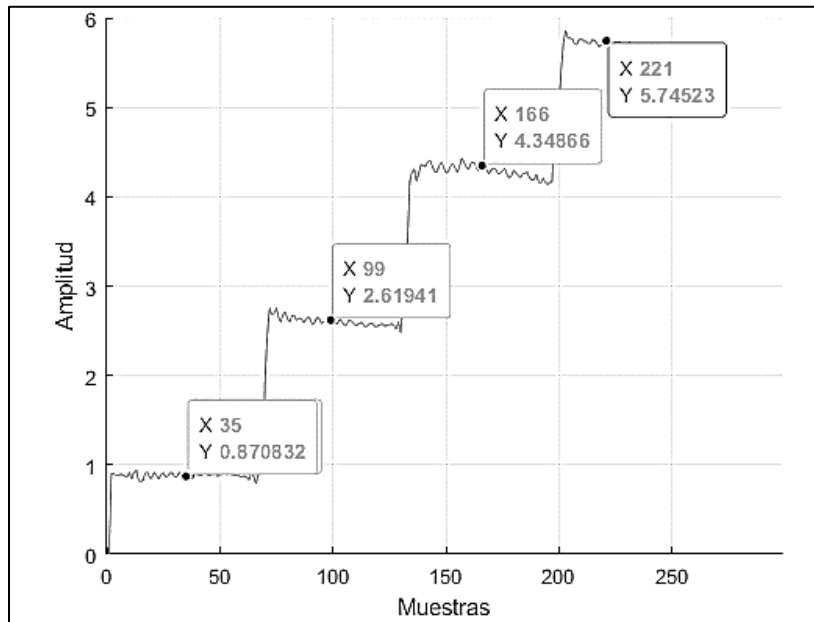


Figura 4.15 Fuerza registrada por celda de carga durante calibración

Se observa que los valores se mantienen estables tras la colocación de nuevas pesas y los incrementos son similares uno del otro; por lo tanto, la celda de carga se encuentra correctamente calibrada.

Para conocer la exactitud del sensor, se grafica la curva de calibración considerando el procedimiento previamente descrito de incremento de tensión a partir de pesas de masa conocida. La gráfica relaciona el valor de tensión (N) con la amplitud de la señal generada por la celda de carga.

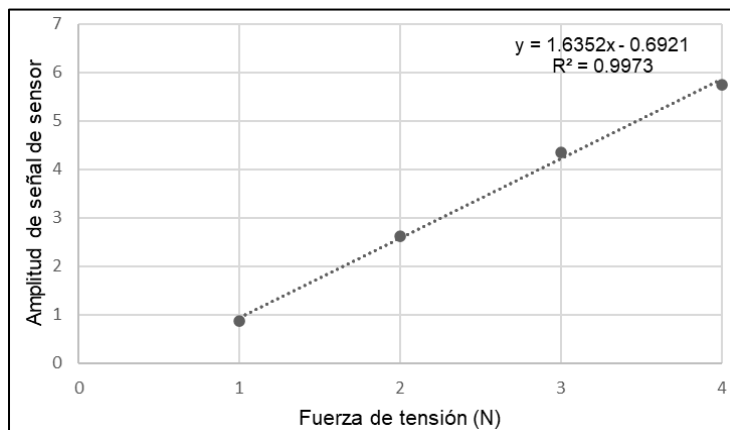


Figura 4.16 Curva de calibración de celda de carga

Se observa una relación lineal entre el valor real y el valor sentido, por lo cual es de esperar que el incremento de la fuerza de tensión sea directamente proporcional al incremento del valor en la celda de carga, lo cual facilitará el control de fuerzas en el exotraje.

4.3.4. Respuesta de control

El sistema de control PID se pone a prueba bajo tres condiciones de parada de tensión de cable deseadas: 10,5, 21,5 y 42 N; los cuales corresponden a fuerzas generadas en la zona lumbar al realizar posturas específicas de fisioterapia determinadas en Orthoload.

La respuesta del sistema de control en relación a la velocidad del encóder y la fuerza de tensión registrada por la celda de carga se presenta a continuación en la **Figura 4.17**, **Figura 4.18** y **Figura 4.19** que se obtienen en base a un experimento por condición de parada considerando que el sistema se encuentra implementado en el exotraje y se realizó una calibración previa en la celda.

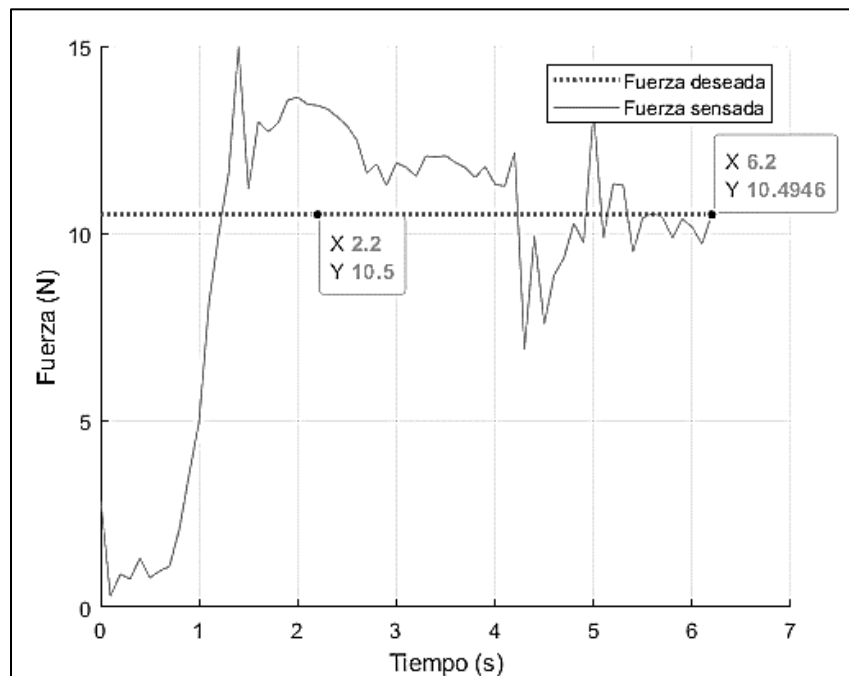


Figura 4.17 Control de fuerza de cable en la condición de parada de 10,5 N

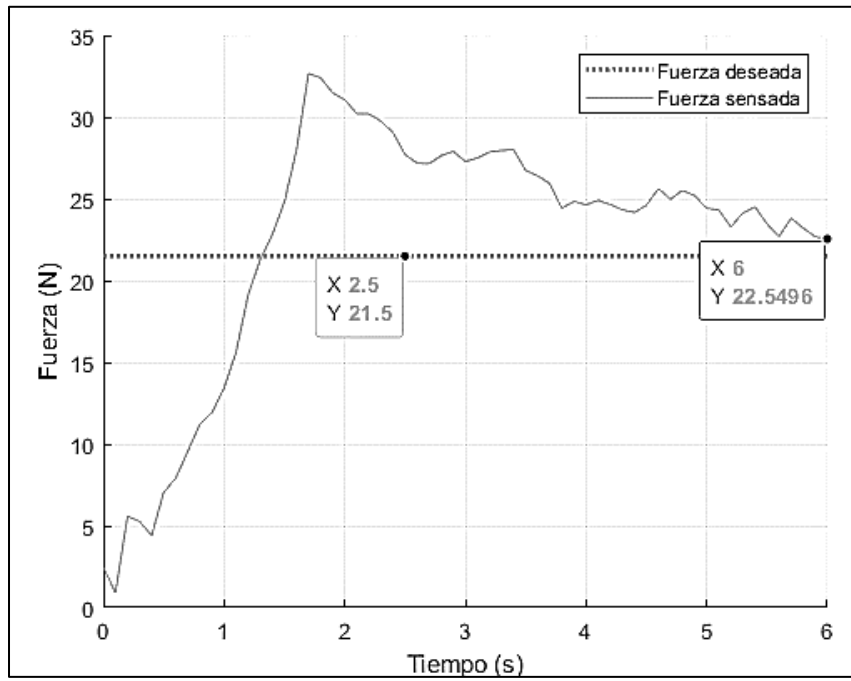


Figura 4.18 Control de fuerza de cable en la condición de parada de 21,5 N

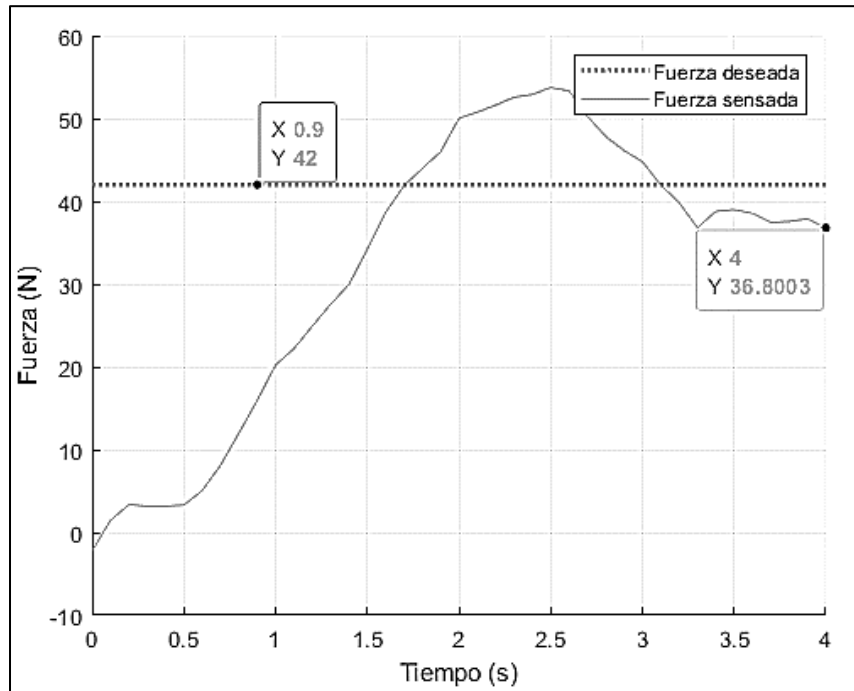


Figura 4.19 Control de fuerza de cable en la condición de parada de 42 N

La información obtenida respecto a la respuesta de control es sintetizada en la **Tabla 4.7**.

Fuerza deseada (N)	Fuerza sensada (N)	Error (%)
21,5	22,55	4,88
42	36,80	12,38
10,5	10,49	0,10

Tabla 4.7 Respuesta de control ante distintas condiciones de fuerza

Se observa que la precisión del sistema de control programado e implementado es alta, alcanzando un error máximo de 12,38%. Una reducción del error se presenta mientras la condición de fuerza deseada es de menor magnitud; ello puede darse porque resulta más complicado alcanzar y mantener mayores valores de fuerza de tensión en la persona sin que la fricción de la polea y el motor o algún movimiento de la persona genere un cambio en el registro de fuerza desde la celda de carga. Para alcanzar un menor error, se sugiere generar un control PID con parámetros que se ajusten a condiciones de fuerza mayores, o que se generen parámetros óptimos y específicos por cada condición.

4.4. Obtención de magnitud y asimetría de rigidez

El objetivo del exotraje es la adquisición de la rigidez muscular como potencial parámetro para el monitoreo de la escoliosis. En esta sección se reportarán y discutirán los resultados de rigidez obtenidos en las condiciones de fuerza planteadas.

4.4.1. Obtención de rigidez por condición de fuerza

La rigidez muscular es obtenida del participante en una serie de 5 experimentos por cada condición de fuerza planteada. Este valor es registrado y organizado en la **Tabla 4.8**.

Condición de fuerza	Experimento	Rigidez (N/mm)	
		Erector espinal izquierdo	Erector espinal derecho
10,5	1	10,4975	15,2733
	2	6,2676	21,5083
	3	12,2485	22,4775
	4	9,5867	14,772
	5	11,6821	19,7978
21,5	1	10,7337	11,5132
	2	6,7659	13,9766
	3	8,3023	12,9932
	4	11,8369	14,0446
	5	10,5214	11,5926
42	1	8,928	16,26
	2	7,257	17,4941
	3	10,802	19,3112
	4	9,4688	21,4226
	5	9,6251	17,448

Tabla 4.8 Magnitud de rigidez muscular en experimentos

Los valores registrados son promediados y se reportan a continuación junto a la desviación estándar (SD) de cada conjunto en la **Tabla 4.9**.

Condición de fuerza	Rigidez (N/mm)			
	Erector espinal izquierdo	SD	Erector espinal derecho	SD
10,5	10,06	2,36	18,77	3,55
21,5	9,63	2,05	12,82	1,23
42	9,22	1,29	18,39	2,02

Tabla 4.9 Magnitud de rigidez muscular promedio por condición de fuerza.

Se observa que la rigidez del lado derecho del participante es mayor en las tres condiciones. En la escoliosis hay un desbalance muscular propiciado por el incremento de la curvatura escoliótica; ello se refleja en que la rigidez de un lado sea mayor. A modo de validación de los resultados obtenidos, en la **Figura 4.19** se observa la radiografía más reciente de la persona.

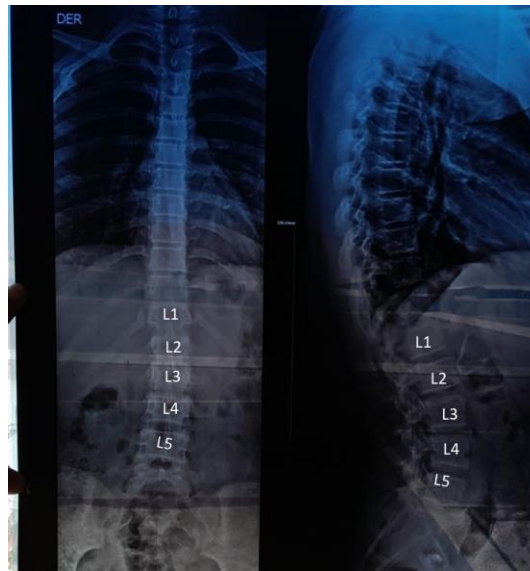


Figura 4.20 Placa radiográfica de participante

En la placa se rotularon los discos vertebrales de la zona lumbar y se observa que la mayor desviación se encuentra entre L4 y L5; además se observa que se forma una leve curva escoliótica con el lado cóncavo en la región derecha. Ello coincide con lo encontrado a través del método propuesto en el exotraje, en donde la rigidez muscular es mayor en esta región y se valida con el cálculo de rigidez desde MyotonPro [21]. No obstante, se tienen ventajas significativas respecto a otros métodos de obtención de rigidez pues el dispositivo MyotonPro [21] se limita a un único punto en el músculo y es altamente sensible a la influencia del tejido cutáneo, prueba de ello es la alta desviación estándar en sus resultados; por otro lado, SWE [29] brinda información menos precisa que MyotonPro además de no haber sido probada en el monitoreo de la escoliosis.

4.4.2. Obtención de asimetría de rigidez

A partir de los datos de rigidez obtenidos en el adolescente, se calcula la asimetría de rigidez (SAI) con la fórmula (3.3) y se reporta a continuación en la **Tabla 4.10**.

Condición de fuerza	Postura y movimiento a la que corresponde la fuerza	SAI
10,5	Elevar brazos (Sentado)	0,60
21,5	Flexionar espalda (Parado)	0,28
42	Arquear espalda (Soporte en manos y rodillas)	0,66

Tabla 4.10 Asimetría de rigidez muscular promedio por condición de fuerza

Se observa que la SAI es mayor bajo la condición de una fuerza de 42 N, mientras que alcanza su valor mínimo cuando se aplican fuerzas de hasta 21,5 N. Este patrón resulta particularmente interesante para su análisis, ya que, aunque la SAI aumenta con la mayor fuerza aplicada, no necesariamente implica que un incremento en la fuerza se traduzca en una mayor asimetría, como se evidencia en el caso de 10,5 N.

Sería pertinente llevar a cabo más experimentos para determinar si la asimetría responde a variaciones en la fuerza máxima aplicada, dado que en dos de los tres casos la asimetría presenta valores similares: 0,60 y 0,66. Esto sugiere la posibilidad de que la asimetría se mantenga dentro de este rango y no varíe independientemente de la fuerza aplicada; el exoesqueleto ROSE [28] realiza el cálculo de rigidez a partir de distintas fuerzas aplicadas y el valor de rigidez no difiere significativamente entre un experimento y otro bajo el mismo punto y eje de aplicación. Tal hallazgo indicaría que, independientemente de la postura de fisioterapia adoptada, la asimetría inducida por la escoliosis se manifestará de manera similar. Para validar esta hipótesis y los resultados de asimetría en general, se procederá a registrar la actividad muscular del participante mediante sensores EMG.

4.5. Validación de rigidez con señales EMG

El método propuesto ha sido validado mediante la adquisición de señales EMG en los erectores espinales lumbares, un enfoque respaldado por estudios que demuestran cómo la asimetría refleja la progresión de la escoliosis en pacientes [43], [47]. Otros métodos no ionizantes para la evaluación de la curva escoliótica, mencionados en el estado del arte, como los índices posturales [24], la topografía superficial [25] y los ángulos polares [26], no fueron considerados para esta validación, ya que proporcionan información anatómica basada en las

desviaciones y no funcional, basada en cómo la escoliosis afecta las propiedades musculoesqueléticas. Esto se aleja del objetivo de determinar la rigidez, que busca proporcionar una herramienta útil para la fisioterapia y el diseño de corsés ortopédicos.

4.5.1. Obtención de señales EMG por postura

Los valores de contracción de las señales EMG obtenidas en cada postura se reportan en la **Tabla 4.11** y resumen en la **Tabla 4.12**. Cabe señalar que se realizaron 3 contracciones por cada movimiento identificado.

Postura y movimiento	Fuerza a la que corresponde (N)	Contracción	Amplitud de señal EMG	
			Erector espinal izquierdo	Erector espinal derecho
Elevar brazos (Sentado)	10,5	1	0,27	0,58
		2	0,26	0,36
		3	0,24	0,57
Flexionar espalda (Parado)	21,5	1	1,20	1,23
		2	1,23	1,23
		3	1,20	1,24
Arquear espalda (Soporte en manos y rodillas)	42	1	0,30	1,22
		2	0,46	1,22
		3	0,41	1,22

Tabla 4.11 Actividad EMG por contracción, postura y condición de fuerza

Postura y movimiento	Fuerza a la que corresponde (N)	Erector espinal izquierdo		Erector espinal derecho	
		Valor RMS de EMG	SD	Valor RMS de EMG	SD
Elevar brazos (Sentado)	10,5	0,26	0,02	0,50	0,13
Flexionar espalda (Parado)	21,5	1,21	0,02	1,23	0,002
Arquear espalda (Soporte en manos y rodillas)	42	0,39	0,08	1,22	0,002

Tabla 4.12 Actividad EMG promedio por postura y condición de fuerza

Se observa que el valor pico de la señal EMG es mayor en el erector espinal lumbar derecho de la persona en las tres posturas. Además, las desviaciones estándares son pequeñas, especialmente en los datos obtenidos en el erector espinal lumbar derecho al flexionar la espalda y arquearla. Se observa que la actividad muscular es mayor al realizar la flexión de espalda; además, es donde menos se evidencia asimetría.

4.5.2. Obtención de asimetría de señales EMG

El coeficiente de asimetría de actividad EMG (EAC) es calculado por cada postura y movimiento. Esta información es reportada en la **Tabla 4.13**.

Postura y movimiento	Fuerza a la que corresponde (N)	EAC
Elevar brazos (Sentado)	10,5	0,46
Flexionar espalda (Parado)	21,5	0,02
Arquear espalda (Soporte en manos y rodillas)	42	0,68

Tabla 4.13 Asimetría de señales EMG por postura y condición de fuerza

Se observa que la asimetría es mayor al arquear la espalda en una postura de soporte en manos y rodillas; ello puede deberse a que se genera un mayor esfuerzo de la persona para realizar dicho movimiento; además, las manos y rodillas también intervienen, las cuales pueden ejercer un rol en el desbalance biomecánico y, por lo tanto, hacer la asimetría más notoria.

4.5.3. Correlación de SAI y EAC

A modo de validación del método propuesto, se evalúan y comparan los índices de asimetría SAI y EAC obtenidos; esta información es presentada en la **Tabla 4.14**.

Condición de fuerza (N)	Postura y movimiento al que corresponde	SAI	EAC
10,5	Elevar brazos (Sentado)	0,60	0,46
21,5	Flexionar espalda (Parado)	0,28	0,02
42	Arquear espalda (Soporte en manos y rodillas)	0,66	0,68

Tabla 4.14 Comparación entre asimetría de rigidez (SAI) y asimetría de señales EMG (EAC)

Se observa que hay cierta relación entre SAI y EAC, pues la menor magnitud en ambos casos se da en la condición de fuerza de 21,5 N mientras que la mayor magnitud se da ante la condición de 42 N. Tras un análisis de coeficiente de Pearson, se observa que la correlación es alta, con una magnitud de 0,98. Esta correlación entre las dos variables se acepta a un nivel de confianza del 85% considerando un análisis del valor p. A partir de ello, se valida el método propuesto de obtención de rigidez a través del exotraje.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Un exotraje robótico es diseñado e implementado con el propósito de registrar la rigidez muscular como parámetro que permitirá monitorear la progresión de la escoliosis en un adolescente. En este proyecto, se abarcó a la escoliosis lumbar específicamente a partir del registro de rigidez de los erectores espinales lumbares de una persona de 14 años con EIA leve y una validación realizada a partir de la adquisición de señales EMG en la misma zona.

El primer objetivo específico fue cumplido. Se bosquejaron y modelaron los componentes que integran el exotraje desde Autodesk Inventor y se ideó el funcionamiento general a partir de las herramientas descritas en la norma VDI 2221. Se imprimieron estos componentes y se aseguró la buena calidad y el correcto dimensionamiento para su posterior ensamblaje en el chaleco de neopreno. Un aspecto que se recomienda probar es la fuerza de adhesión de la cinta kinesiológica como componente de unión en el acople final de la celda de carga; si bien se probaron con fuerzas de hasta 42 N, es posible que al incluir otras posturas esta fuerza sea mayor, por lo cual la fuerza de adhesión podría no ser suficiente

El segundo objetivo específico fue alcanzado con éxito. Las fuerzas de control ejercidas por los cables del exotraje fueron determinadas correctamente. Para su adquisición, se utilizaron datos de la prótesis lumbar Internal Spine Fixator de Orthoload para generar fuerzas en la zona lumbar comparables a las producidas por los músculos erectores espinales lumbares. La selección de las tres posturas y movimientos para la obtención de las fuerzas de control se basó en entrevistas con pacientes con escoliosis idiopática y fisioterapeutas. Se analizó principalmente la fuerza en el eje laterolateral, correspondiente al plano coronal, dado que la desviación causada por la escoliosis se presenta principalmente en dicho eje. Se consideraron valores dentro de los rangos de fuerza hallados en cada movimiento seleccionado para determinar las fuerzas de tensión ejercidas por los cables transmisores a los músculos como condiciones de parada del motor del exotraje. Los valores considerados fueron: 10,5, 21,5 y 42 N. Al representar las fuerzas generadas en la zona lumbar al realizar

ciertos movimientos de fisioterapia, los resultados de rigidez muscular del participante obtenidos pueden ayudar a los fisioterapeutas a desarrollar mejores estrategias o priorizar determinados movimientos según las condiciones del paciente. En trabajos futuros, se recomienda emplear modelos anatómicos afectados por escoliosis para estimar las fuerzas mediante el software OpenSim, una herramienta informática diseñada para simular el sistema musculoesquelético. Esta metodología permitiría obtener valores más precisos que podrían ser aplicados al diseño y desarrollo del exotraje. En el presente estudio no se utilizó este programa, dado que su implementación requiere la creación de un modelo toracolumbar con inclusión de los erectores espinales, así como la generación de movimientos específicos de fisioterapia relacionados con la escoliosis para el análisis de fuerzas. Estas tareas implican procesos técnicos complejos y específicos que exceden el alcance del proyecto y podrían constituir el objeto de un estudio de investigación independiente.

El tercer objetivo específico fue alcanzado exitosamente. Se implementó un sistema de control de fuerzas mediante cables y poleas para la estimulación de la zona lumbar, registrando tanto la fuerza como el desplazamiento en el músculo paravertebral erector lumbar de la columna a través de dos sensores. El cable Bowden se conecta a una polea ensamblada a un motor ubicado en una caja electrónica a cada lado de la espalda del participante, sujeta mediante un chaleco de neopreno. El control del sistema se realizó exitosamente utilizando Matlab y un controlador PID, el cual regula la velocidad constante del motor hasta detenerse al alcanzar la fuerza de tensión deseada del cable. Durante el proceso, se registran valores de fuerza en Newtons (N) mediante una celda de carga previamente calibrada, ubicada entre el cable Bowden y el acople final que se adhiere al erector lumbar. Asimismo, se registran valores de desplazamiento en milímetros (mm) a partir de un codificador rotatorio integrado al motor de corriente continua (DC), el cual capta pulsos que, a través de una serie de operaciones, se transforman en el desplazamiento lineal del cable Bowden. El control PID de velocidad demostró ser estable y preciso. No obstante, podría mejorarse, especialmente a velocidades bajas. En este proyecto, se utilizaron una velocidad de 2 rpm para la condición de 12.5 N y 4 rpm para las otras dos condiciones de

parada de fuerza de tensión. Por lo tanto, se podrían identificar mejores valores para los parámetros de proporcionalidad, integración y derivación del controlador PID.

El cuarto objetivo específico fue alcanzado con éxito. Se obtuvo la asimetría de rigidez muscular en la zona lumbar del participante a partir del exotraje, configurado para ser utilizado en tres fuerzas relacionadas con posturas características de fisioterapia obtenidas desde Orthoload: 10,5; 21,5 y 42 N. En todas las condiciones, se observó que la rigidez muscular del erector espinal lumbar derecho es significativamente mayor que la de su contraparte izquierda. Esto guarda correlación con la placa radiográfica del participante, donde se observa que la curva escoliótica tiene concavidad en el lado derecho. Varios estudios académicos sugieren que la zona cóncava presenta una mayor rigidez, lo cual valida este hallazgo. En relación con la asimetría de rigidez muscular, se observó cómo distintas fuerzas y movimientos generan diferentes grados de asimetría, encontrándose en un rango de 0.28 a 0.66. Esta información, además de confirmar la escoliosis de la persona debido al desbalance muscular, sugiere que distintas posturas, al generar diversas fuerzas en los músculos, pueden impactar en la asimetría de rigidez muscular. Esto puede ayudar a los fisioterapeutas a desarrollar estrategias que reduzcan esta asimetría en las distintas posturas. Para dar mayor validez a la información, se recomienda realizar los experimentos con un grupo más grande de personas con distintos grados de escoliosis lumbar. De este modo, se podría observar si una mayor severidad de escoliosis genera un mayor coeficiente de asimetría y si efectivamente las posturas impactan en la asimetría de rigidez. Además, se sugiere hacer un seguimiento a estos participantes cada 3 o 6 meses, periodos en los que se suelen tener cambios perceptibles, para ver si la progresión de la curva escoliótica resulta en una diferencia de rigidez muscular en los músculos analizados.

El quinto objetivo específico fue cumplido con éxito. Se validó el método propuesto mediante un método respaldado por investigaciones previas, basado en la evaluación de la asimetría de señales EMG. Estas son obtenidas en los erectores lumbares del mismo participante al que se le colocó el exotraje. Se presenta una alta correlación entre ambas asimetrías, con un coeficiente de Pearson de 0.98 a un nivel de confianza del 85%. Al comparar ambos métodos, se observa que la señal EMG es mayor en el lado derecho en todas

las condiciones analizadas; además, la asimetría de EMG presenta un patrón muy similar al obtenido mediante el método propuesto. La solución tiene ventajas significativas respecto al EMG: en primer lugar, los valores de asimetría se muestran más acentuados, lo que reduce falsos negativos; en segundo lugar, es clínicamente más relevante conocer la rigidez comparativa entre zonas musculares, ya que esto permite desarrollar mejores tratamientos de fisioterapia y diseñar corsés ortopédicos optimizados según las características personales del paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Scoliosis Research Society, "A Glossary of Scoliosis Terms," *Spine*, vol. 1, no. 1, pp. 57-58, mar. 1976. [En línea]. Disponible: https://journals.lww.com/spinejournal/abstract/1976/03000/a_glossary_of_scoliosis_terms.8.aspx
- [2] F. Altaf, A. Gibson y Z. Dannawi, "Adolescent idiopathic scoliosis," *British Medical Journal*, no. 346, abr. 2013, doi: 10.1136/bmj.f2508.
- [3] C. Seilhamer, K. Miller y J. Holstine, "Reducing Postoperative Length of Stay for Idiopathic Scoliosis Patients using Quality Improvement Methodology," *Pediatric Quality & Safety*, vol. 8, no. 4, jul./ago. 2023, doi: 10.1097/pq9.0000000000000672.
- [4] T. A. Mirtzm, M. A. Thompson, L. Green, L. A. Wyatt y C. G. Akagi, "Adolescent idiopathic scoliosis screening for school, community, and clinical health promotion practice utilizing the PRECEDE-PROCEED model," *Chiropractic & Osteopathy*, vol. 13, no. 25, nov. 2005, doi: 10.1186/1746-1340-13-25.
- [5] F. Shwab, et al., "Adult Scoliosis: Prevalence, SF-36, and Nutritional Parameters in an Elderly Volunteer Population," *Spine*, vol. 30, no. 9, pp. 1082-1085, may. 2005, doi: 10.1097/01.brs.0000160842.43482.cd
- [6] Dirección Ejecutiva de Investigación, Docencia y Rehabilitación Integral de Funciones Motoras, "Guía de Práctica Clínica de Manejo de Rehabilitación Integral del paciente con escoliosis." Instituto Nacional de Rehabilitación, Lima, Perú, N° 296-2010-SA-DG-INR, dic. 2010.

- [7] MedlinePlus. "Escoliosis ". Biblioteca Nacional de Medicina (EE. UU.). [En línea]. Disponible: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001241.htm> (accedido: Sep. 9, 2023).
- [8] Mayo Clinic. "Escoliosis ". Mayo Clinic en línea. [En línea]. Disponible: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/scoliosis/symptoms-causes/syc-20350716> (accedido: Sep. 9, 2023).
- [9] M. Tejada, "Escoliosis: concepto, etiología y clasificación," Ortho-tips, vol. 7, no. 2, pp. 75-82, abr./jun. 2011. [En línea]. Disponible: <https://www.orthotips-femecot.org.mx/resumen.php?idArt=30926&idP=3355>
- [10] S. A. Shah. "Escoliosis." Nemours Teen Health. <https://kidshealth.org/es/teens/scoliosis.html> (accedido Sep. 9, 2023).
- [11] Sub Unidad de Atención Integral Especializada del Paciente Especialidades Quirúrgicas – Traumatología y Sub Unidad de Atención Integral Especializada del Paciente de Neurocirugía, "Guía de Práctica Clínica de Diagnóstico y Tratamiento de Escoliosis Idiopática del Adolescente." Instituto Nacional de Salud del Niño San Borja, ene. 2023. [En línea]. Disponible: <https://www.insnsb.gob.pe/docs-trans/resoluciones/archivopdf.php?pdf=2023/TRAUMA%20-%201%20-%20GPC%20ESCOLIOSIS%20-%20V2.pdf>
- [12] A. Escalza, "Tratamiento fisioterápico de la escoliosis idiopática mediante ejercicio terapéutico," NPunto, vol. 3, no. 31, oct. 2020. [En línea]. Disponible: <https://www.npunto.es/revista/31/tratamiento-fisioterapico-de-la-escoliosis-idiopatica-mediante-ejercicio-terapeutico>
- [13] Sociedad Argentina de Pediatría: Subcomisiones, Comités y Grupos de Trabajo, "Consenso de escoliosis idiopática del adolescente," Archivos Argentinos de

Pediatría, vol. 114, no. 6, pp. 585-594, jul. 2016, doi:
<http://dx.doi.org/10.5546/aap.2016.585>.

- [14] L. I. Álvarez y A. Núñez, "Escoliosis idiopática," *Pediatría Atención Primaria*, vol. 13, no. 49, ene./mar. 2011. [En línea]. Disponible:
https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1139-76322011000100014
- [15] S. C. Hui, et al., "Radiation dose of digital radiography (DR) versus micro-dose x-ray (EOS) on patients with adolescent idiopathic scoliosis: 2016 SOSORT- IRSSD "John Sevastic Award" Winner in Imaging Research," *Scoliosis and Spinal Disorders*, vol. 11, no. 46, dic. 2016, doi: 10.1186/s13013-016-0106-7.
- [16] C. M. Ronckers, C. E. Land, J. S. Miller, M. Stovall, J. E. Lonstein y M. M. Doody, "Cancer Mortality among Women Frequently Exposed to Radiographic Examinations for Spinal Disorders," *Radiation Research*, vol. 174, no. 1, pp. 83-90, abr. 2010, doi: 10.1667/RR2022.1.
- [17] M. R. Konieczny, H. Senyurt y R. Krauspe, "Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis," *Journal of Children's Orthopaedics*, vol. 7, no. 1, feb. 2013, doi: 10.1007/s11832-012-0457-4.
- [18] A. S. Vázquez-Lazarte, C. A. Berta-Benites y F. M. Runzer-Colmenares, "Frecuencia de escoliosis idiopática del adolescente en alumnos de secundaria en seis colegios de Lima Norte," *Horizonte Médico*, vol. 20, no. 4, oct./dic. 2020, doi: <http://dx.doi.org/10.24265/horizmed.2020.v20n4.05>.
- [19] T. Illés, M. Tunyogi-Csapó y S. Somoskeoy, "Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors," *European Spine Journal*, vol. 20, no. 1, pp. 135-143, ene. 2011, doi: 10.1007/s00586-010-1566-8.

- [20] C. M. M. Peeters, G. J. F. J. Bos, D. H. R. Kempen, P. C. Jutte, C. Faber y F. H. Wapstra, "Assessment of spine length in scoliosis patients using EOS imaging: a validity and reliability study," *European Spine Journal*, vol. 31, pp. 3527-3535, oct. 2022, doi: 10.1007/s00586-022-07326-4.
- [21] Y. Liu, A. Pan, Y. Hai, W. Li, L. Yin y R. Guo, "Asymmetric biomechanical characteristics of the paravertebral muscle in adolescent idiopathic scoliosis," *Clinical Biomechanics*, vol. 65, pp. 81-86, mar. 2019, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.013.
- [22] A. Ali, V. Fontanari, M. Fontana y W. Schmolz, "Spinal Deformities and Advancement in Corrective Orthoses," *Bioengineering*, vol. 8, no. 2, dic. 2020, doi: 10.3390/bioengineering8010002.
- [23] C. Koutras, J. Pérez, K. Kardash y M. A. Otaduy, "A study of the sensitivity of biomechanical models of the spine for scoliosis brace design," vol. 207, ago. 2021, doi: 10.1016/j.cmpb.2021.106125.
- [24] C. Fortin, D. E. Feldman, F. Cheriet, H. Labelle, "Validity of a Quantitative Clinical Measurement Tool of Trunk Posture in Idiopathic Scoliosis", *Spine*, vol. 35, no. 19, pp. E988-94, sep. 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181cd2cd2.
- [25] J. Frerich, K. Hertzler, P. Knott y S. Mardjetko, "Comparison of Radiographic and Surface Topography Measurements in Adolescents with Idiopathic Scoliosis," *The Open Orthopaedics Journal*, no. 6, pp. 261-265, jul. 2012, doi: 10.2174/1874325001206010261.
- [26] S. Roy, A. T. D. Grünwald y R. Lampe, "A non-invasive method for scoliosis assessment—A new mathematical concept using polar angle," *PLOS ONE*, vol. 17, no. 9, sep. 2022, doi: 10.1371/journal.pone.0275395.

- [27] R. Liang, J. Yip, Y. Fan, J. P. Y. Cheung, y K. M. To, "Electromyographic Analysis of Paraspinal Muscles of Scoliosis Patients Using Machine Learning Approaches," *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 19, no. 3, p. 1177, feb. 2022, doi: 10.3390/ijerph19031177.
- [28] J. Park, P. R. Stegall, D. P. Roye y S. K. Agrawal, "Robotic Spine Exoskeleton (RoSE): Characterizing the Three-dimensional Stiffness of the Human Torso in the Treatment of Spine Deformity," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 5, may. 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2018.2821652.
- [29] A. P. Nguyen, C. Detrembleur, P. Fisette, C. Selves, y P. Mahaudens, "MyotonPro Is a Valid Device for Assessing Wrist Biomechanical Stiffness in Healthy Young Adults," *Frontiers in Sports and Active Living*, vol. 4, feb. 2022, doi: 10.3389/fspor.2022.797975.
- [30] J. P. Kelly, S. L. Koppenhaver, L. A. Michener, L. Proulx, F. Bisagni y J. A. Cleland, "Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 38, pp. 73-80, feb. 2018, doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.001.
- [31] J. Park; P. Stegall y S. K. Agrawal, "Dynamic Brace for Correction of Abnormal Postures of the Human Spine," en *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, jul. 2015, doi: 10.1109/ICRA.2015.7140029.
- [32] M. I. Jhan, et al., "Enhancing Seated Stability Using Trunk Support Trainer (TruST)," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 2, no. 3, pp. 1609-1616, mar. 2017, doi: 10.1109/LRA.2017.2678600.

- [33] A. N. Cuttilan; R. F. Natividad y R. C. Yeow, "Fabric-Based, Pneumatic Exosuit for Lower-Back Support in Manual-Handling Tasks," *Actuators*, vol. 12, no. 7, p. 273, abr. 2023, doi: 10.3390/act12070273.
- [34] S. Cakmak, N. Y. Cegindir y H. G. Yilmaz, "The development of posture supporting soft exosuit design for adolescent idiopathic scoliosis," *International Journal of Clothing Science and Technology*, vol. 34, no. 2, pp. 228-240, mar. 2022, doi: 10.1108/IJCST-12-2020-0202.
- [35] J. Fu, S. M. Hosseini, R. Simpson, A. Brooks, R. Huff y J. Park, "A Bilateral Six Degree of Freedom Cable-driven Upper Body Exosuit," en *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, ago. 2022, doi: 10.1109/ICMA54519.2022.9856241.
- [36] S. Lessard, et al., "CRUX: A compliant robotic upper-extremity exosuit for lightweight portable multi-joint muscular augmentation," en *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, jul. 2017, doi: 10.1109/ICORR.2017.8009482.
- [37] J. P. Horne, R. Flannery y S. Usman, "Adolescent Idiopathic Scoliosis: Diagnosis and Management," *American Family Physician*, vol. 89, no. 3, pp. 193-198, feb. 2014. [En línea]. Disponible: <https://www.aafp.org/pubs/afp/issues/2014/0201/p193.html?offset=1586415600107>
- [38] H. Shakil, Z. A. Iqbal y A. H. Al-Ghadir, "Scoliosis: Review of types of curves, etiological theories and conservative treatment," *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, vol. 27, no. 2, pp. 111-115, nov. 2013, doi: 10.3233/BMR-130438.
- [39] Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas, "Rayos X," *Institutos Nacionales de Salud*, jul. 2013. [En línea]. Disponible: <https://www.nibib.nih.gov/sites/default/files/2020-06/Rayos%20X.pdf>

- [40] Aníbal E. Badel, Juan S. Rico-Mesa, María C. Gaviria, Daniela Arango-Isaza, César A. Hernández Chica, "Radiación ionizante: revisión de tema y recomendaciones para la práctica Ionising radiation: A review of the topic and recommendations for using it," *Revista Colombiana de Cardiología*, vol. 25, no. 3, pp. 22-229, may/jun. 2018, doi: 10.1016/j.rccar.2017.10.008.
- [41] S. L. Weinstein, "The Natural History of Adolescent Idiopathic Scoliosis," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 39, pp. S44-S46, jul, 2019, doi: 10.1097/BPO.0000000000001350.
- [42] M. Malakoutian, "Biomechanical properties of paraspinal muscles and their influence on spinal loading. An experimental and computational investigation," Tesis de Doctorado, Dept. de Ingeniería Mecánica, The University of British Columbia, Vancouver, Columbia Británica, Canadá, may. 2021. [En línea]. Disponible: <https://open.library.ubc.ca/media/stream/pdf/24/1.0398230/3>
- [43] J. Wilczyński y P. Karolak, "Relationship Between Electromyographic Frequency of the Erector Spinae and Location, Direction, and Number of Spinal Curvatures in Children with Scoliotic Changes," *Risk Management and Healthcare Policy*, vol. 14, pp. 1881-1896, may. 2021, doi: 10.2147/RMHP.S302360.
- [44] P. Mahaudens, M. Raison, X. Banse, M. Mousny y C. Detrembleur, "Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis," *The Spine Journal*, vol. 14, no. 8, pp. 1510-1519, ago. 2014, doi: 10.1016/j.spinee.2013.08.050.
- [45] N. Farahpour, H. Younesian y F. Bahrpeyma, "Electromyographic activity of erector spinae and external oblique muscles during trunk lateral bending and axial rotation in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects," *Clinical Biomechanics*, vol. 30, no. 5, pp. 411-417, jun. 2015, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.018.

- [46] M. Bruggi, C. Lisi, A. Rodigari, M. Nava, E. Carlisi y E. D. Toffola, "Monitoring iliopsoas muscle contraction in idiopathic lumbar scoliosis patients," *Giornale Italiano di Medicina del Lavoro ed Ergonomia*, vol. 36, no. 3, pp. 186-191, jul. 2014. [En línea]. Disponible: <https://www.researchgate.net/publication/267874806>
- [47] C. Wong, K. Gosvig y S. Sonne-Holm, "The role of the paravertebral muscles in adolescent idiopathic scoliosis evaluated by temporary paralysis," *Scoliosis and Spinal Disorders*, vol. 12, no. 33, oct. 2017, doi: 10.1186/s13013-017-0138-7.
- [48] H. Berdishevsky, et al., "Physiotherapy scoliosis-specific exercises – a comprehensive review of seven major schools," *Scoliosis and Spinal Disorders*, vol. 11, no. 20, ago. 2016, doi: 10.1186/s13013-016-0076-9.
- [49] R. Y. H. Chan, et al., "Effect of muscle fatigue of the thoracic erector spinae on neuromuscular control when performing the upper extremity functional tasks in people with adolescent idiopathic scoliosis," *PLoS One*, vol. 18, no. 1, ene. 2023, doi: 10.1371/journal.pone.0281001.
- [50] J. Y. Ko, J. H. Suh, K. H y J. S. Ryu, "Proposal of a new exercise protocol for idiopathic scoliosis," *Medicine (Baltimore)*, vol. 97, no. 49, dic. 2018, doi: 10.1097/MD.00000000000013336.
- [51] Y. Larni, H. Mohsenifar y H. Ghandhari, "The effectiveness of Schroth exercises added to the brace on the postural control of adolescents with idiopathic scoliosis: Case series," *Annals of Medicine and Surgery*, vol. 84, dic. 2022, doi: 10.1016/j.amsu.2022.104893.
- [52] C. V. Quiroga, "La técnica de Schroth vs técnica de Klapp en escoliosis de tipo funcional en adolescentes de la fundación arcoiris de la ciudad de Ambato en el año 2014," Tesis de Licenciatura, Dept. de Terapia Física, Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador, mar. 2015. [En línea]. Disponible:

<https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/9510/1/Quiroga%20Torres%2c%20Cristina%20Ver%c3%b3nica.pdf>

- [53] D. S. Dantas, et al., "Klapp method effect on idiopathic scoliosis in adolescents: blind randomized controlled clinical trial," *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 29, no. 1, pp. 1-7, ene. 2017, doi: 10.1589/jpts.29.1.
- [54] H. Grebe, "Erector Spinae Muscles in Isolation Rear View of Upper Back Human Anatomy" Adobe Stock. [En línea]. Disponible en: <https://stock.adobe.com/es/images/erector-spinae-muscles-in-isolation-rear-view-of-upper-back-human-anatomy/341771004> (accedido: Oct. 15, 2023)
- [55] H. Grebe, "Psoas Major Muscle in Isolation Front View of Pelvis, Hip and Thoracic Cavity Human Anatomy" Adobe Stock. [En línea]. Disponible en: https://stock.adobe.com/es/images/psoas-major-muscle-in-isolation-front-view-of-pelvis-hip-and-thoracic-cavity-human-anatomy/342939752?asset_id=342939728 (accedido: Oct. 15, 2023)
- [56] H. Grebe, "Quadratus Lumborum Muscles in Isolation Rear View of Upper Back Human Anatomy" Adobe Stock. [En línea]. Disponible en: <https://stock.adobe.com/es/images/quadratus-lumborum-muscles-in-isolation-rear-view-of-upper-back-human-anatomy/341776780> (accedido: Oct. 15, 2023)
- [57] M. J. Giuliadori, H. L. Lujan, W. S. Briggs, G. Palani y S. E. DiCarlo, "Hooke's law: applications of a recurring principle," *Advances in Physiology Education*, vol. 33, no. 4, pp. 293-296, dic. 2009, doi: 10.1152/advan.00045.2009.
- [58] G. A. Grinspan, "Propiedades biomecánicas del músculo esquelético evaluadas mediante elastografía por ondas de superficie," Tesis de Maestría, Dept. de Biofísica, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay, nov. 2019. [En línea]. Disponible:

<https://www.colibri.udelar.edu.uy/jspui/bitstream/20.500.12008/23863/1/uy24-19575.pdf>

- [59] A. Phinyomark, E. Campbell y E. Scheme, "Surface Electromyography (EMG) Signal Processing, Classification, and Practical Considerations," en *Biomedical Signal Processing, Classification, and Practical Considerations*, G. Naik, Ed., 1ra ed., Singapur: Springer Singapore, nov. 2019, ch. 1, pp. 3-29. [En línea]. Disponible: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-13-9097-5_1
- [60] F. Hug y K. Tucker, "Surface Electromyography to Study Muscle Coordination," en *Handbook of Human Motion*, B. Muller y S. Wolf, Ed., Cham, Alemania: Springer Cham, feb. 2017, ch. 1, pp. 1-21. [En línea]. Disponible: https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-3-319-30808-1_184-1
- [61] M. D. Rigo y T. B. Grivas, "'Rehabilitation schools for scoliosis" thematic series: describing the methods and results," *Scoliosis and Spinal Disorders*, vol. 5, no. 27, dic. 2010, doi: 10.1186/1748-7161-5-27.
- [62] M. Curtin y M. M. Lowery, "Musculoskeletal modelling of muscle activation and applied external forces for the correction of scoliosis," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, no. 52, abr. 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-52.
- [63] M. Białek, "Conservative treatment of idiopathic scoliosis according to FITS concept: presentation of the method and preliminary, short term radiological and clinical results based on SOSORT and SRS criteria," *Scoliosis and Spinal Disorders*, vol. 6, no. 25, nov. 2011, doi: 10.1186/1748-7161-6-25.
- [64] A. T. Asbeck, S. M. M. De Rossi, I. Galiana, Y. Ding y C. J. Walsh, "Stronger, Smarter, Softer: Next-Generation Wearable Robots," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 21, no. 4, pp. 22-23, dic. 2014, doi: 10.1109/MRA.2014.2360283.

- [65] A. M. Khomami y F. Najafi, "A survey on soft lower limb cable-driven wearable robots without rigid links and joints," vol. 144, oct. 2021, doi: 10.1016/j.robot.2021.103846.
- [66] M. A. Koch y J. M. Font-Llagunes, "Lower-Limb Exosuits for Rehabilitation or Assistance of Human Movement: A Systematic Review," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 18, sep. 2021, doi: 10.3390/app11188743.
- [67] S. Lee, et al., "Autonomous multi-joint soft exosuit with augmentation-power-based control parameter tuning reduces energy cost of loaded walking," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, no. 66, jul. 2018, doi: 10.1186/s12984-018-0410-y.
- [68] G. Huang, L. Ma, H. Zhu, Y. Qian, Y. Leng y C. Fu, "A Biologically-inspired Soft Exosuit for Knee Extension Assistance during Stair Ascent," en *International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*, sep. 2020, doi: 10.1109/ICARM49381.2020.9195271.
- [69] J. L. Samper-Escudero, A. Giménez-Fernandez, M. A. Sánchez-Urán y M. Ferre, "A Cable-Driven Exosuit for Upper Limb Flexion Based on Fibres Compliance," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 153297-153310, ago. 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3018418.
- [70] R. Carrasco, "Diseño de un controlador para motores eléctricos de corriente continua sin escobillas," Tesis de Licenciatura, Dept. de Ingeniería de Telecomunicaciones, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, dic. 2021. [En línea]. Disponible:
https://oa.upm.es/70871/1/TFG_ROBERTO_CARRASCO_SERRANO.pdf
- [71] J. F. Lea y L. Rowlan, "Production automation," en *Gas Well Deliquification*, J. F. Lea, Ed., 3ra ed., Texas, Estados Unidos: Gulf Professional Publishing, mar. 2008,

ch. 14, pp. 329-431. [En línea]. Disponible:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780750682800500160>

[72] L. A. Gil y J. L. Rincón, "Control PID para el control de velocidad de un motor DC," Tesis de Licenciatura, Dept. de Tecnología Eléctrica, Universidad Tecnológica de Pereira, Risaralda, Colombia, jul. 2014. [En línea]. Disponible:
<https://repositorio.utp.edu.co/server/api/core/bitstreams/1a4fb4e4-bc53-4e89-ab3b-cd028b2e8da6/content>

[73] M. M. Maung, M. M. Latt, y C. M. Nwe, "DC Motor Angular Position Control using PID Controller with Friction Compensation," *International Journal of Scientific and Research Publications.*, vol. 8, no. 11, pp. 149-155, nov. 2018, doi: 10.29322/ijsrp.8.11.2018.p8321.

[74] B. Barriga, "Métodos de diseño en ingeniería mecánica," Lima, Perú: Pontificia Universidad Católica del Perú, 2016.

[75] Instituto Nacional de Estadística e Informática. "Requerimiento calórico para la población peruana." Instituto Nacional de Estadística e Informática. [En línea]. Disponible en: https://www.inei.gob.pe/media/cifras_de_pobreza/nota03.pdf (accedido: Dic. 22, 2023).

[76] Autodesk. "Autodesk Inventor: software de diseño mecánico para ideas ambiciosas" Autodesk. [En línea]. Disponible en: <https://latinoamerica.autodesk.com/products/inventor/overview?term=1-YEAR&tab=subscription&plc=INVPROSA> (accedido: Nov. 1, 2023).

[77] Internal Spinal Fixator Dataset, Orthoload: Loading of Orthopaedic Implants, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://orthoload.com/database-2017/> (accedido: Nov. 3, 2023).

- [78] J. V. Houcke, V. Khanduja, C. Pattyn y E. Audenaert, "The History of Biomechanics in Total Hip Arthroplasty," *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 51, no. 4, pp. 359-367, jul./ago. 2021, doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_280_17.
- [79] P. Vickerton, J. C. Jarvis, J. A. Gallagher, R. Akhtar, H. Sutherland y N. Jeffery, "Morphological and histological adaptation of muscle and bone to loading induced by repetitive activation of muscle," *Proceedings of the Royal Society B*, vol. 281, no. 1788, ago. 2014, doi: 10.1098/rspb.2014.0786.
- [80] Primal Pictures. "Muscles of the back erector spinae group" *Physiopedia*. [En línea]. Disponible en: https://www.physio-pedia.com/Erector_Spinae (accedido: Oct. 3, 2021).
- [81] Align Therapy, Utah, EE.UU., What are Schroth Method Exercises for Scoliosis? (Sep. 13, 2018). Accedido: Nov. 6, 2023. [Video en línea]. Disponible: https://www.youtube.com/watch?app=desktop&v=cmWYhpT6Qfk&ab_channel=AlignTherapy
- [82] Invigor Chiropractic, Batangas, Filipinas, Scoliosis Exercise using KLAPPS Method. (Jul. 18, 2022). Accedido: Nov. 6, 2023. [Video en línea]. Disponible: https://www.youtube.com/watch?v=axEjytHLyy0&ab_channel=InvigorChiropractic
- [83] Dover Flexo Electronics. "Tension Control 101: Closed Loop PID Control." *Tension Measurement & Control Systems*. [En línea]. Disponible en: <https://dfe.com/support-resources/tension-101/> (accedido: Nov. 1, 2023).
- [84] L. Moreno, S. Garrido y C. Balaguer, "Técnicas clásicas de control," en *Apuntes de Control de Sistemas II*, mar. 2015. [En línea]. Disponible: https://www.researchgate.net/publication/272998772_Apuntes_de_Control_de_Sistemas_II

- [85] BOSCHE Wägetechnik. "S-type load cells from BOSCHE." BOSCHE Wägetechnik. [En línea]. Disponible en: <https://www.bosche.eu/en/scale-components/load-cells/s-type-load-cell> (accedido: Nov. 1, 2023).
- [86] British Encoder Products Company. "Linear Measurement." British Encoder Products Company. [En línea]. Disponible en: <https://encoder.co.uk/applications/by-function/linear-measurement> (accedido: Nov. 1, 2023).
- [87] DFRobot. "Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion." DFRobot. [En línea]. Disponible en: <https://www.dfrobot.com/product-1661.html> (accedido: Nov. 1, 2023).
- [88] L. Ekstrom, et al., "A model for evaluation of the electric activity and oxygenation in the erector spinae muscle during isometric loading adapted for spine patients," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 15, no. 155, abr. 2020, doi: 10.1186/s13018-020-01652-3
- [89] K. Pashayeva y N. Abdullayev, "Methods and Tools for Assessing Muscle Asymmetry in the Analysis of Electromyographic Signals," en *Complementary Therapies*, eds., IntechOpen, mar. 2022, cap. 13. [En línea]. Disponible: <https://www.intechopen.com/chapters/80903> (accedido: Nov. 6, 2023).

ANEXOS

ANEXO 1: Definición de proyectos preliminares

A.1. Proyecto preliminar 1

El primer concepto se basa en la idea de incorporar los motores al textil [1]. Para ello, se tendrá que asegurar la máxima sujeción del sistema motor-polea al textil. El sistema de control se coloca en una banda en el muslo del usuario siendo que el microcontrolador es relativamente pequeño, no habría problema en su colocación. Además, los controladores también se distribuirán en esta banda. Las conexiones por el aspecto del control que se tendrían que realizar es del microcontrolador a los motores del textil.

En lo que respecta al accionamiento, el motor DC está conectado directamente a la polea por un lado y al codificador rotatorio por el otro; los cables Bowden se conectan directamente a la polea. Además, para asegurar una óptima aplicación de fuerzas, habrá segmentos en la parte posterior y lateral del textil en donde el cable ingresará al textil y se unirá a la parte interna, lo que servirá como sujeción del cable al textil y óptimo direccionamiento del cable al efector final. Este efector tendrá una sujeción o 'ancla' al textil en donde se asegura su máxima adherencia.

El textil está diseñado de forma que se asegure un amplio rango de movimiento gracias a la adherencia de los cables al textil y a la región del torso libre de materiales rígidos. Para asegurar la sujeción del sistema motor-polea al textil, se colocan dos bandas perpendiculares unidas desde el codificador rotatorio del sistema y que son unidas al lado interno del textil además del uso de ganchos para prevenir el movimiento de las bandas y minimizar la interferencia en el registro de datos. El codificador unido a cada motor y la celda de carga ubicada en la parte frontal del exotraje y unida a los cables Bowden presentan conexiones directas con el microcontrolador En las Figuras A1.1 y A1.2 se describen al concepto.

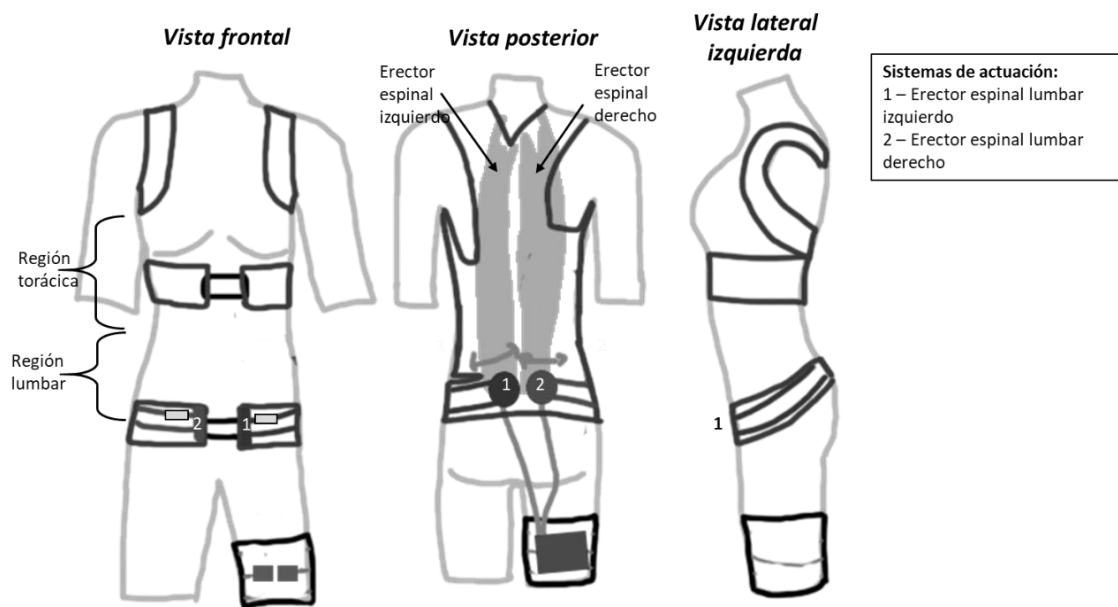


Figura A1.1. Músculos activados por el proyecto preliminar 1.

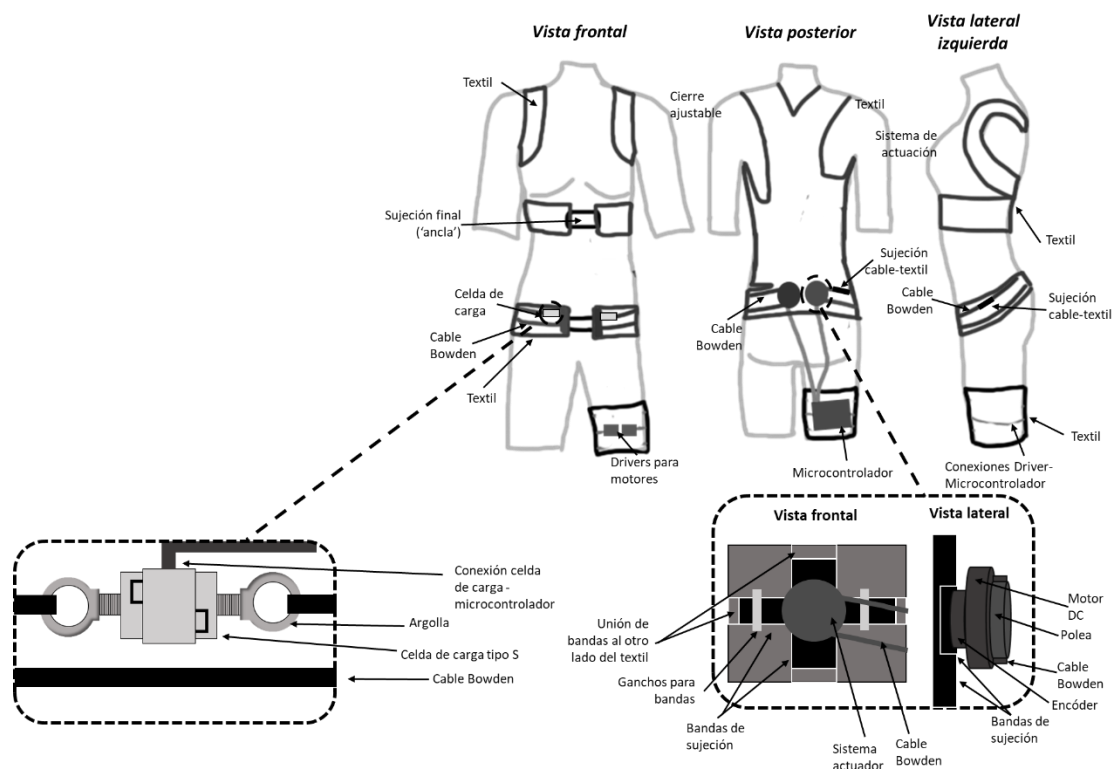


Figura A1.2. Componentes de diseño del proyecto preliminar 1.

A.2. Proyecto preliminar 2

El segundo concepto de solución considera a los motores a los lados del torso. De este modo, el montaje puede resultar más sencillo de realizar. Estos motores se encuentran en cajas impresas con el encaje adecuado además de piezas adicionales para proteger la polea y los componentes electrónicos como el controlador del motor y el microcontrolador. Las conexiones entre los componentes electrónicos y los motores es realizada a través de un agujero ubicado en la parte superior de la tapa de la caja que recubre al motor y la base de la caja que recubre los componentes electrónicos.

El eje del motor DC se conecta directamente a la polea y el codificador rotatorio se encuentra integrado al motor DC. Los cables Bowden se conectan directamente en la polea y debido a la corta longitud de estos, no se tienen cables guía o adhesiones al textil además de la presentada en el efector final. Este efector final es una pieza impresa con una parte rígida superior y una base flexible que será adherida al cuerpo a través de un adhesivo especial (cinta de kinesioterapia); el efector final a su vez está acoplado a la celda de carga por un lado; mientras que por el otro lado, la celda de carga está acoplada al cable Bowden a partir de un ensamble mediante encaje de piezas y soportado por pernos.

El textil se diseña de forma que se asegura una buena sujeción de la caja electrónica y el neopreno es ligeramente más grueso para evitar incomodidades con el usuario. El ensamble toma menos tiempo pues los únicos componentes rígidos de unión al textil es la caja electrónica mientras que en componentes flexibles se tiene al efector final en el músculo. Las Figuras A1.3 y A1.4 ilustran el concepto.

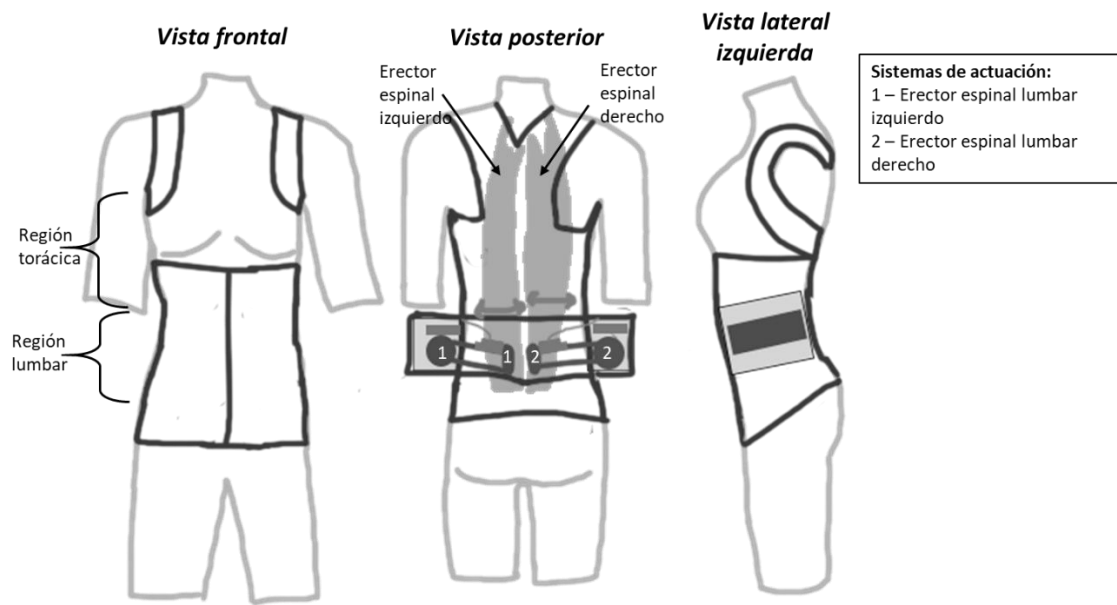


Figura A1.3. Músculos activados por el proyecto preliminar 2.

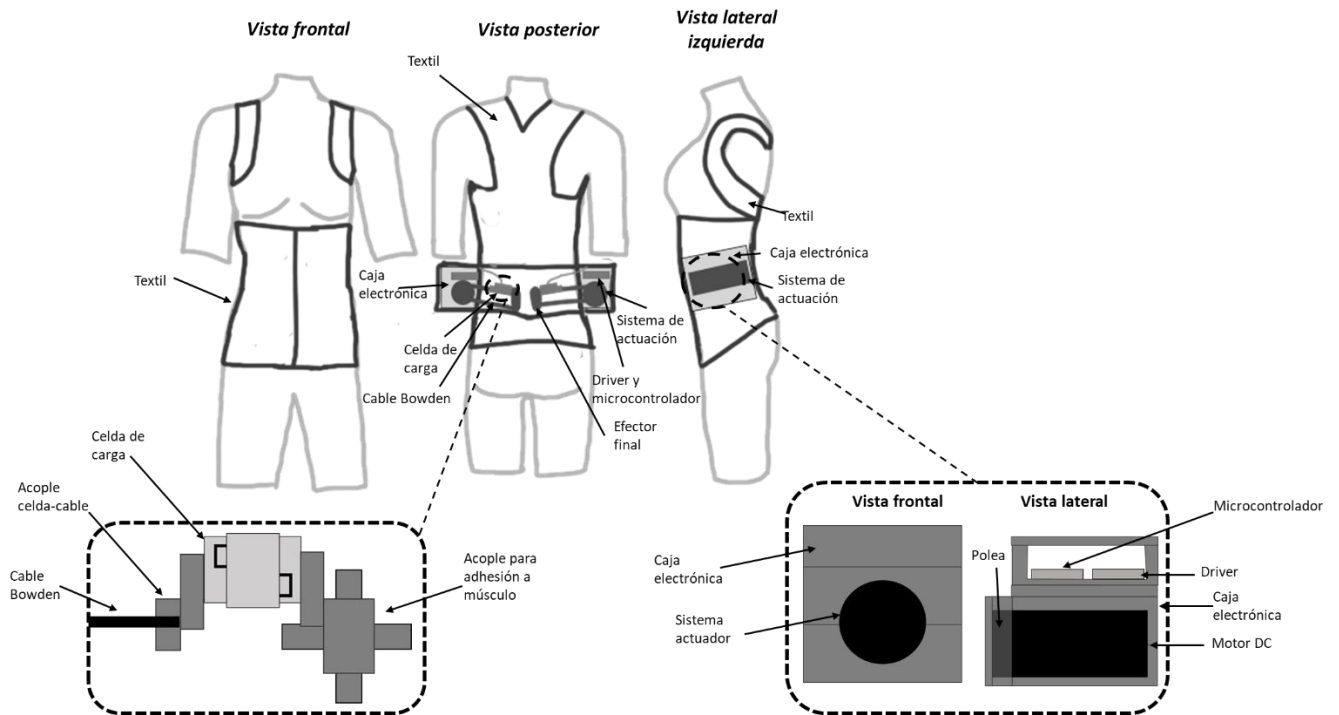


Figura A1.4. Componentes de diseño del proyecto preliminar 2.

A.3. Proyecto preliminar 3

Este concepto dispone que el sistema de control y accionamiento se encuentre en una caja a cierta distancia del usuario, de este modo no se restringen los movimientos del usuario con la excepción de posibles interferencias con los cables de los motores y celdas de carga conectados a la caja de control. La caja de control contará con el microcontrolador, motores DC y sus respectivos controladores. Esta idea se basa en disponer de dos tipos de cables Bowden, uno para la transmisión de energía del motor a su respectiva polea primaria y otro para transmitir la energía y movimiento de la polea secundaria a su respectivo efector final.

La polea primaria está sincronizada con la polea secundaria [2], que enviará el movimiento a su efector final ubicado en las partes laterales de los textiles. Se asegura la sujeción del cable Bowden al efector final a través de un aro de sujeción y un tornillo de ajuste para los erectores espinales, y mediante la inserción del cable al interior del textil en caso del psoas ilíaco al ser una ruta más larga. Por otro lado, se asegura la sujeción de las poleas al textil a partir de bandas de sujeción desde la base del codificador rotatorio.

El exotraje cuenta con dos tipos de materiales; en primer lugar, el textil base que sujetará a todas las poleas y ayudará a la distribución de fuerzas mediante la colocación de segmentos de cable Bowden en su interior en el caso del psoas iliaco; en segundo lugar, las bandas velcro que ayudarán a la sujeción del cable al efector final en el caso del erector espinal y que permiten una mayor libertad de movimiento.

Los codificadores rotatorios están conectados a las poleas primarias mientras que las celdas de carga tipo S se conectan a los cables Bowden. En resumen, se tienen 6 motores, 12 poleas (6 primarias y 6 secundarias), 6 codificadores rotatorios y 6 celdas de carga.

La principal desventaja del concepto es el número y la extensión de cables conectados a la caja de control, pero podría no suponer una gran desventaja considerando que la solución está pensada para usarse en un mismo lugar. A continuación, se presentan las Figuras A1.5 y A1.6 que describen el concepto.

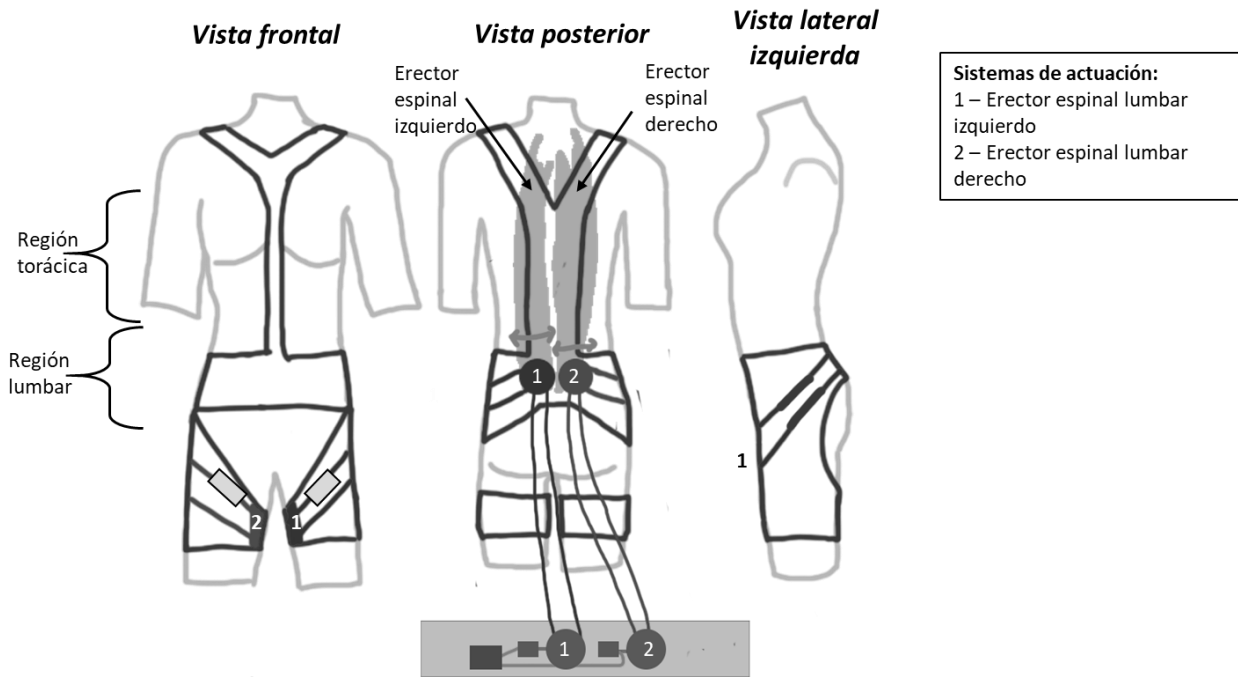


Figura A1.5. Músculos activados por el proyecto preliminar 3.

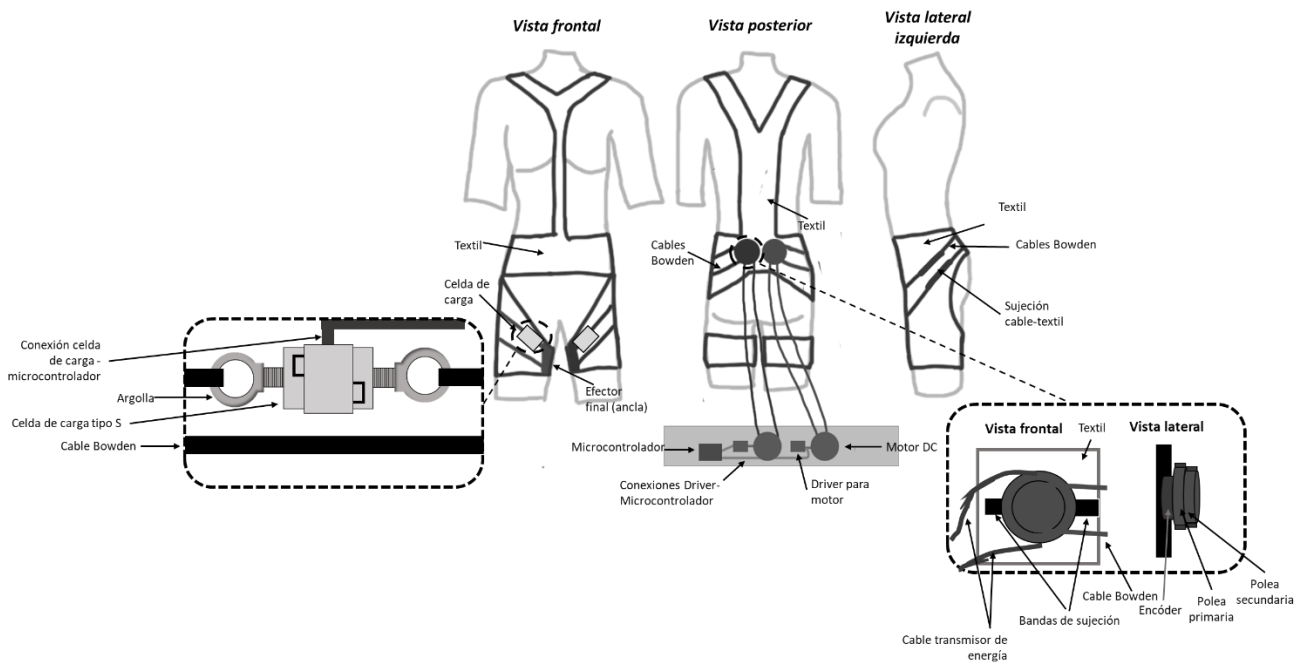


Figura A1.6. Componentes de diseño del proyecto preliminar 3.

Lista de referencias de Anexo 1

- [1] S. Lessard, et al., "CRUX: A compliant robotic upper-extremity exosuit for lightweight portable multi-joint muscular augmentation," en IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2017, doi: 10.1109/ICORR.2017.8009482.
- [2] Q. Wu, X. Wang, B. Chen y H. Wu, "Patient-Active Control of a Powered Exoskeleton Targeting Upper Limb Rehabilitation Training", *Frontiers in Neurology*, vol. 9, no. 817, oct. 2018, doi: 10.3389/fneur.2018.00817.

ANEXO 2: Justificación detallada de componentes

En lo que respecta a los componentes, se explicará la elección del motor, codificador rotatorio, controlador de motor, celda de carga y microcontrolador.

El motor DC a seleccionar debe disponer de un codificador y contar con un torque nominal de al menos 30 kg.cm. Se determina esta fuerza porque, de acuerdo a los requisitos especificados en el Capítulo 3.2, se requiere generar fuerzas de hasta 100 N. Esta fuerza es convertida a torque requerido por el motor a partir de la fórmula A2.1:

$$\tau = F \cdot r \quad (A2.1)$$

En donde τ es torque, F es la fuerza y r es el radio. Aplicando la fórmula al proyecto, τ es el torque del motor, F es la fuerza generada y transmitida a los cables Bowden, y r es el radio de la polea.

El radio de la polea se genera en función de las dimensiones del motor, pero se espera que sea de aproximadamente 50 mm. Sabiendo ello, se resuelve usando la fórmula A2.1.

$$\tau = 100 \text{ N} * 50 \text{ mm} = 5000 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

Ello equivale a un torque de 3 N.m o 30 kg.cm, por lo que este será el torque mínimo a buscar en la caja reductora del motor.

Otro aspecto a considerar es el peso del motor. Dado que los requisitos de solución del Capítulo 3.2 señalan que el peso máximo del exotraje es de 4.94 kg y considerando que se requieren dos motores para la estimulación de cada músculo; es decir, de seis motores en el diseño final (aunque solo dos se usarán en el prototipo); cada motor debe pesar un máximo de 700g.

Por último, en temas de compatibilidad, el protocolo de comunicación del motor debe ser compatible con el microcontrolador para no tener complicaciones de control.

En lo que respecta al codificador rotatorio, hay 3 factores importantes a tener en cuenta: su compatibilidad en protocolos de comunicación con el motor DC y microcontrolador,

resolución y rango de medición. La resolución y el rango se observan a partir de los pulsos por revolución (PPR), estos se pueden resolver mediante las ecuaciones (A2.2) y (A2.3):

$$d_{pulso} = \frac{d}{PPR} \quad (A2.2)$$

$$tol_{pulso} = \frac{tol}{d_{pulso}} \quad (A2.3)$$

En donde d_{pulso} es la distancia recorrida por el cable por un pulso del codificador rotatorio, d es el diámetro de la polea conectada al motor (5cm) y que rodea al cable, PPR es un parámetro del codificador rotatorio que señala los pulsos por revolución, tol es la tolerancia deseada (0,5 mm en nuestro caso dado que se trabajará en el orden de los mm), y tol_{pulso} que es el número de pulsos para alcanzar la tolerancia. La resolución del codificador rotatorio se considera aceptable si tol_{pulso} es mayor que 1, pues significa que el codificador registra al menos un pulso antes de llegar a la tolerancia. Adicionalmente, el rango de medición se acepta si la distancia de 30 mm es medible antes de llegar a una revolución por parte del codificador.

En lo que respecta al controlador del motor, se requiere que tenga opción de control de la dirección del giro; además, la tensión de alimentación debe ser compatible con la tensión nominal del motor; las corrientes que maneje deben ser mayores o iguales a las del motor; y debe tener un protocolo de comunicación compatible con el motor.

En relación a la celda de carga, los factores de selección son el rango de medición y la resolución. Por un lado, el rango de medición debe alcanzar los 100 N, es decir que la capacidad nominal sea de 10 kg. Además, la resolución debe ser lo suficientemente buena para reportar diferencias de 0,5 N dado que el orden de medición se encuentra en el orden de los Newtons. Esto se obtiene a partir del cálculo descrito en la ecuación (A2.4):

$$Resolución = \frac{Sensibilidad\ nominal\ \left(en\ \frac{V}{V}\right)}{Capacidad\ nominal\ (en\ kg)} \quad (A2.4)$$

En lo que concierne al microcontrolador, este se selecciona considerando que sea compatible con los protocolos de comunicación de las otras piezas electrónicas y la suficiente cantidad de pines de conexión de entrada y salida.

De este modo, tras una búsqueda exhaustiva de componentes, se seleccionó al motor DC Chihai del modelo CHP-36GP-555-ABHL pues dispone de un torque nominal de 5 N.m (igual al torque planteado), un peso de 500 g (menor al límite de 700 g) y compatibilidad con el microcontrolador seleccionado; además, dispone de un codificador integrado, que tiene una resolución de 4488 PPR; es decir, de una tolerancia de 0,5 mm alcanzable en 12 pulsos, y de la distancia máxima estimada de 50 mm alcanzable en 1190 pulsos (menor a una revolución). Adicionalmente, se selecciona un controlador de la misma marca Chihai, pues es compatible con el motor DC seleccionado, tiene un control de dirección (configuración forward/reverse), tiene la misma tensión de 12V que el motor y funciona en un rango de corrientes que se adecúa al motor. Del mismo modo, la celda de carga seleccionada de tipo S es del modelo S DYLY-106 que tiene una capacidad nominal de 10 kg, es decir que puede registrar valores de hasta 100 N; además su resolución es de 0,0002 kg o 0,002 N dado que su sensibilidad es de 2 mV/V, lo cual es aceptable dado que el mínimo era de 0,5 N. Por último, el microcontrolador seleccionado es Arduino Uno porque dispone del mínimo de pines necesarios para que el prototipo opere y la interfaz de programación es accesible.

ANEXO 3: Información detallada de presupuesto

A continuación, se presenta la lista de materiales adquiridos para el desarrollo del prototipo y las referencias adjuntas de donde se obtuvo información de los precios.

Material	Referencia
Motor DC con codificador Chihai Motor CHP-36GP-555-ABHLL 12V 22rpm	1
Controlador de velocidad Chihai Motor DC 4.5-35V 5A PWM Control Forward/Reverse	2
Celda de carga tipo S DYLY-106	3
Cinta de kinesiología	4
Cable Bowden (cable freno de bicicleta)	5
Juego de pesas	6
Cinta doble contacto	Precio estimado de ferretería
Filamento PLA	7
Filamento TPU	8
LEDS, resistencias, cables, pernos	Precio estimado de tiendas físicas
Chaleco de neopreno	9
EMG OYMotion	10

Adaptador de voltaje 12 V	11
Microcontrolador Arduino Uno	12

Lista de referencias de Anexo 3

- [1] Shenzhen Chihai Motor Co., Ltd., "Chihai Motor CHP-36GP-555-ABHLL permanent magnet planetary coding deceleration gear motor", Sitio web de Alibaba, https://www.alibaba.com/product-detail/Chihai-Motor-CHP-36GP-555-ABHLL_62065817408.html?spm=a2700.wholesale.0.0.2d0749ba35FIS8, Accedido el 4 de noviembre de 2023.
- [2] Naylamp Mechatronics, "DRIVER PUENTE H L298N 2A", Sitio web de Naylamp, <https://naylampmechatronics.com/drivers/11-driver-puente-h-l298n.html>, Accedido el 23 de junio de 2024.
- [3] Shang hai QIYI Electrical & Mechanical Equipment Co., Ltd., "Mini S Type Load Cell 1kg, 3kg, 5kg, 10kg, 50kg Force Test Sensor For Weighing Control DYLY-106 Made In China", Sitio web de Aliexpress, <https://www.aliexpress.us/item/2251832784163918.html>, Accedido el 4 de noviembre de 2023
- [4] OEM, "Cinta De Kinesiología 5metros x 5cm Soporte Para Deportes Atléticos", Sitio web de Falabella, <https://www.falabella.com.pe/falabella-pe/product/121183547/Cinta-De-Kinesiologia-5metros-x-5cm-Soporte-Para-Deportes-Atleticos/121183548>, Accedido el 23 de junio de 2024.
- [5] Bixci Perú, "Cable De Freno Y Funda Posterior Para Bicicleta", Sitio web de Mercado Libre, https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-441955138-cable-de-freno-y-funda-posterior-para-bicicleta-_JM, Accedido el 23 de junio de 2024.
- [6] Ventus, "Juego de pesas con gancho", Sitio web de Ventus, <https://www.ventusciencia.com/juego-de-pesas-con-gancho.html>, Accedido el 23 de junio de 2024.

- [7] Digitalz 3D, "Filamento 3D PLA Flexible+ 1.75mm 1Kg Flibox", Sitio web de Digitalz 3D, <https://www.digitalz3d.com/product-page/pla-flexible-naranja-1-75mm-1kg-flibox>, Accedido el 4 de noviembre de 2023.
- [8] Digitalz 3D, "Filamento 3D TPU 1.75mm 1Kg ESUN Flexible", Sitio web de Digitalz 3D, <https://www.digitalz3d.com/product-page/tpu-negro-1-75mm-1kg-esun-flexible>, Accedido el 4 de noviembre de 2023
- [9] Mercado Libre, "Polera Faja Camiseta Reductora Modeladora Hombre Con Velcro", Sitio web de Mercado Libre, https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-624640505-polera-faja-camiseta-reductora-modeladora-hombre-con-velcro-_JM?quantity=1&variation_id=176240055688, Accedido el 23 de junio de 2024.
- [10] DFRobot, "Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion", Sitio web de DFRobot, <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>, Accedido el 4 de noviembre de 2023.
- [11] Santofa, "Fuente Alimentación 12v 4a 55x21mm Adaptador Corriente", Sitio web de Mercado Libre, https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-666566920-fuente-alimentacion-12v-4a-55x21mm-adaptador-corriente-_JM?quantity=1, Accedido el 4 de noviembre de 2023.
- [12] Arduino, "Arduino Uno R3 Microcontrolador A000066", Sitio web de Amazon, <https://www.amazon.com/A000066-Arduino-Uno-R3-Microcontrolador/dp/B008GRTSV6?th=1>, Accedido el 23 de junio de 2024.

ANEXO 4: Consentimiento informado

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PROYECTO “DISEÑO DE UN EXOTRAJE PARA LA MEDICIÓN DE RIGIDEZ DE LOS ERECTORES ESPINALES LUMBARES EN PACIENTES ADOLESCENTES CON ESCOLIOSIS IDIOPÁTICA COMO MÉTODO DE MONITOREO NO INVASIVO”

INFORMACIÓN SOBRE ESTA INVESTIGACIÓN: Esta investigación se encuentra siendo desarrollado por el Departamento de Bioingeniería de la Universidad de Ingeniería y Tecnología y es liderado por Cesar Luciano Otarola Ruiz.

PROPÓSITO: El propósito de la presente investigación es el de diseñar un exotraje robótico que estimule músculos de la espalda a partir del tensionamiento de cables, y registre la fuerza y desplazamiento de estos músculos para la obtención de la asimetría de rigidez y sus resultados servirán para la determinación de la viabilidad del método como potencial herramienta de monitoreo de la escoliosis.

LO QUE LE PEDIREMOS QUE HAGA: Colocarse un chaleco de neopreno con una caja al lado de la espalda y que será ajustada por las cintas del chaleco. El participante se sentará en un asiento sin soporte y de altura regulable. Se le colocará una pieza pequeña mediante una cinta de kinesioterapia en la espalda baja. Se iniciará el funcionamiento del dispositivo y, tras 10 minutos, se dará un tiempo de reposo de 5 minutos. Se espera una participación de 45 minutos.

RIESGOS E INCOMODIDADES: Su participación en esta investigación no generará ningún riesgo a futuro. Si la cinta kinesiológica o alguna tensión generada por los cables le resulta incómoda, se detendrá la participación.

TIPO DE INTERVENCIÓN: Esta investigación incluirá pruebas que se realizarán al participante con el exotraje puesto.

PARTICIPACIÓN: Su participación en el proyecto es voluntaria y no se le otorgará alguna

contraprestación o beneficios directos o indirectos por participar en la misma. Asimismo, puede negarse a participar antes de que comience el estudio, suspenderlo en cualquier momento u omitir cualquier pregunta o procedimiento que pueda hacer que se sienta incómodo sin penalización o consecuencia por parte de la Universidad de Ingeniería y Tecnología u otra organización o servicio que pueda estar involucrado en la investigación.

SEGURIDAD DE LOS DATOS: La información de identificación se mantendrá con los datos de su participación en la investigación. Sólo el equipo que desarrolla tendrá acceso a su información de identificación. Todos los archivos se almacenarán en computadoras o unidades protegidas por contraseña mantenidas por el equipo de investigación. Anticipamos que su participación en esta investigación no presenta mayor riesgo que el uso diario de Internet. Todas las muestras que serán tomadas en la presente investigación serán única y exclusivamente utilizadas para el propósito de la investigación.

PROTECCIÓN DE DATOS PERSONALES: usted autoriza a Universidad de Ingeniería y Tecnología para que realice el tratamiento de sus datos personales recopilados en el presente documento, para las siguientes finalidades: (i) servir de información para el trabajo de pregrado previamente señalado y (ii) almacenar sus datos en servidores alojados en Estados Unidos, a través de Google Inc. y/o Netsuite, empresa prestadora de servicios de almacenamiento en la nube. La Universidad de Ingeniería y Tecnología le comunica que sus datos personales serán incorporados y conservados en el banco de datos “Alumnos UTEC” (COD.896). debidamente declarado ante la Dirección de Registro Nacional de Protección de Datos Personales. Se mantendrán los datos por el plazo de 05 años; luego de ello, se procederá con la eliminación de sus datos. Para mayor información puede ver nuestra Política de Privacidad en el sitio web www.utec.edu.pe. Asimismo, puede ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición de sus datos personales enviando una solicitud a misdatos@utec.edu.pe.

SOBRE EL INVESTIGADOR PRINCIPAL Y LAS CONSULTAS QUE PUEDAN SURGIR: El investigador principal que realiza esta investigación es Cesar Luciano Otarola Ruiz, estudiante de la Universidad de Ingeniería y Tecnología. Le solicitamos que

pueda realizar todas las consultas posibles antes de firmar este documento. Si tiene preguntas posteriores, podrá comunicarse con el estudiante al correo electrónico cesar.otarola@utec.edu.pe. Si tiene alguna pregunta o inquietud con respecto a sus derechos como sujeto en esta investigación, puede dirigirse a Mónica Santa-María Fuster, Directora de Investigación de la Universidad de Ingeniería y Tecnología, al correo electrónico msantamaria@utec.edu.pe

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO: Como responsable legal del menor de edad que será parte del estudio declaro haber leído y entendido las características y el objeto del estudio mencionado en el presente documento de consentimiento informado. Asimismo, el menor de edad ha sido informado sobre el alcance del mismo y no ha encontrado oposición.

Yo, _____ con nacionalidad _____
y DNI N° _____ con domicilio en _____,
representante legal de _____ con DNI N° _____, declaro haber leído y entendido el contenido del presente documento por lo que otorgo mi consentimiento para participar voluntariamente en la investigación denominada: Diseño de un exotraje para la medición de rigidez de los erectores espinales lumbares en pacientes adolescentes con escoliosis idiopática como método de monitoreo no invasivo. Asimismo, declaro que hemos sido informados expresamente sobre los objetivos de la investigación, la modalidad de la participación, el derecho a retirarme de la investigación en cualquier momento y la confidencialidad de los datos personales.

Firma: _____

Fecha: _____