

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

DISEÑO DE UN EQUIPO PARA ENSAYO DE FATIGA DE IMPLANTES PARA DISCO INTERVERTEBRAL

Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecatrónico,
que presenta el bachiller:

John Alexis Monsalve Guevara

ASESOR: Dr. Dante Elías Giordano

Lima, abril del 2016



© 2015, John Monsalve Guevara

Se autoriza la reproducción total o parcial,
Con fines académicos a través de cualquier
Medio o procedimiento, incluyendo la cita
Bibliográfica del documento.

RESUMEN

Desde años atrás, la mayoría de las personas han sufrido de diversos problemas de salud que han podido ser resueltos mediante medicamentos, descansos o algunas indicaciones de personas expertas en determinado rubro de la medicina. Actualmente, los problemas de columna vertebral reflejados en el dolor de espalda, se presentan como una de las principales patologías que pueden afectar a las personas de cualquier condición sin importar si se trata de niños, jóvenes, mujeres, hombres o ancianos. El problema principalmente se da por el desgaste del disco intervertebral que es un problema inevitable debido a la vejez.

Se presenta el diseño de un equipo de ensayo de fatiga que permite al usuario el poder probar un implante para disco intervertebral utilizando una interfaz útil para el encendido, apagado y visualización de indicadores (fuerza aplicada y desplazamientos durante la prueba) de todo el sistema.

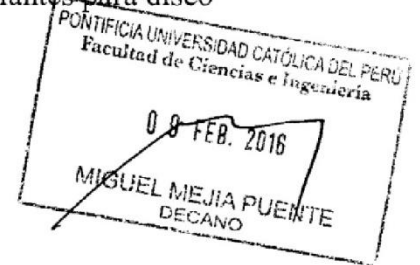
El equipo de ensayo de fatiga consiste en un actuador lineal que se desplaza hasta una velocidad de 5,7 mm/s. Dicho actuador generará una fuerza de presión de 75 N (carga necesaria para realizar el ensayo sobre un implante, según Norma ISO 18192-1). Variando el posicionamiento del vástago del actuador lineal, se podrá introducir y retirar el implante según le convenga al usuario. Además, el equipo cuenta con un sensor de fuerza que puede medir magnitudes de hasta 20 kg, motores con reducción con torque nominal de 1,6 Nm. para generar cada uno de los movimientos presentes en un disco intervertebral.

El ensayo se realiza mediante una interfaz para que el usuario ingrese información necesaria con el fin de lograr el mejor análisis del comportamiento. El control estará a cargo de un Arduino UNO.

El costo aproximado considerando el diseño, fabricación y armado del equipo es de aproximadamente S/. 4,900.00, siendo el concepto de mayor costo por el diseño del mismo, el cual alcanza los S/.3,000.00.

TRABAJO DE FIN DE CARRERA PARA OPTAR
EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

Título : Diseño de un equipo para ensayo de fatiga de implantes para disco
intervertebral
Asesor : Dr. Dante Ángel Elías Giordano
Alumno : John Monsalve Guevara
Código : 20090484
Tema N° : # 117
Fecha : 17/11/2015



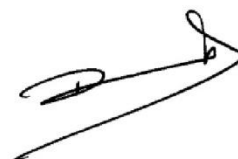
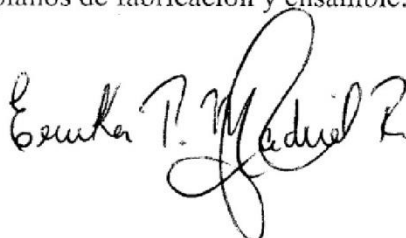
Descripción y Objetivos

En Perú se revela una gran cantidad de personas afectadas por alguna alteración de columna, así como un escaso desarrollo en las tecnología de implantes para tratamiento de dichas alteraciones. El desarrollo de sistemas de tratamiento mediante implantes, es un tema de gran complejidad, donde la columna tiende a recuperar su curvatura normal lidiando con la presencia del implante. Es por ello que la investigación en este campo se viene orientando al uso de una anatomía comparada y a la investigación “in vitro” (fuera del organismo humano) donde se busca desarrollar la tecnología de implantes sin necesidad de poner en riesgo la integridad del paciente.

El objetivo de esta tesis es diseñar un sistema mecatrónico que permita realizar pruebas de fatiga sobre implantes para disco intervertebrales, específicamente para los discos entre las vértebras C6/C7. Este sistema debe permitir los movimientos y cargas que se producen en un disco intervertebral natural, como son flexión/extensión en el plano sagital; flexión lateral en el plano frontal y rotación axial en el plano transversal.

El tema propuesto abordará la revisión del estado del arte y de la técnica, principalmente los referidos a estudios sobre fisiología, alteraciones, biomecánica, e implantes del conjunto vértebras-disco C6/C7, y normas y recomendaciones técnicas para desarrollo de equipos de ensayo para implantes. Esto permitirá elaborar una lista de requerimientos a partir de la cual se generará una propuesta conceptual para el diseño del sistema mecatrónico. Posteriormente se realizará el dimensionamiento del sistema en base a estándares internacionales y cálculos de los componentes, obteniendo finalmente los planos de despiece y ensamble con sus respectivos costos estimados.

Se obtendrá como producto final el diseño del sistema mecatrónico: formas geométricas y materiales definidos, verificación de los sistemas mecánicos, eléctricos y electrónicos mediante cálculo, selección de sensores y actuadores, estrategia de control definida, diagramas electrónicos, planos de fabricación y ensamble.





Dedicado,

A mis padres y hermano por brindarme el apoyo incondicional durante mi etapa universitaria y por siempre inculcarme valores. A Giuliana Gonzales por brindarme su apoyo durante el desarrollo del presente trabajo.

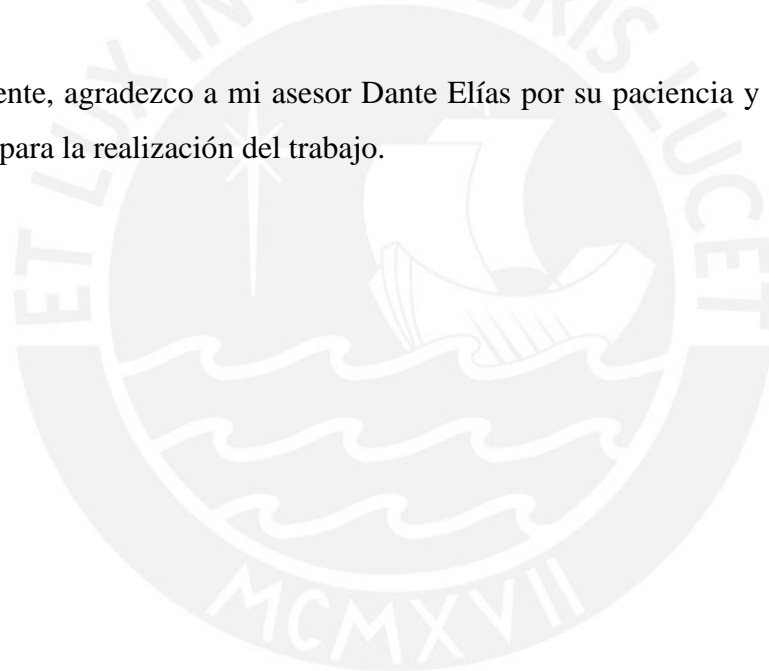
AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a mis padres Segundo Monsalve Ruiz y Vilma Guevara Altamirano por haberme guiado correctamente durante mi etapa universitaria; a mi hermano Frank Monsalve Guevara, por su ayuda durante toda la carrera de Ingeniería Mecatrónica.

A mis compañeros de Ingeniería Mecatrónica, quienes colaboraron en el desarrollo del trabajo.

Agradecimiento especial a mis compañeros de trabajo por su total comprensión durante el desarrollo del presente trabajo.

Finalmente, agradezco a mi asesor Dante Elías por su paciencia y correcta forma de trabajo para la realización del trabajo.



INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	i
APROBACIÓN DE TEMARIO DE TESIS	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
INDICE DE TABLAS	viii
INDICE DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE ACRÓNIMOS	1
INTRODUCCIÓN	2
I. ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL	4
1.1 La columna vertebral	4
1.2 El disco intervertebral	6
1.3 Biomecánica de la columna vertebral	7
1.4 Patologías.....	9
II. ESTADO DE LA TECNOLOGÍA	11
2.1 Implantes a ser evaluados	11
2.2 Dispositivos para reproducir movimiento biomecánico del disco.....	14
2.3 Sensores	16
2.3.1 Sensores de proximidad.....	16
2.3.1.1 Sensor infrarrojo.....	16
2.3.1.2 Sensor ultrasonido	17
2.3.2 Sensores de fuerza	19
2.3.2.1 Sensor de fuerza por flexión.....	19
2.3.2.2 Sensor de fuerza por presión	19
2.3.3 Posicionadores.....	20
2.3.3.1 Servomotor	20
2.3.3.2 Encoder.....	20
III. DISEÑO CONCEPTUAL	22
3.1 Requerimientos	22

3.1.1	Requerimientos de acuerdo a los antecedentes	22
3.1.2	Requerimientos por parte de los usuarios	24
3.1.3	Requerimientos del sistema mecatrónico.....	24
3.1.3.1	Requerimientos electrónicos	24
3.1.3.2	Requerimientos mecánicos.....	25
3.1.3.3	Requerimientos de control.....	25
3.2	Estructura de funciones.....	26
3.3	Matriz morfológica	27
3.4	Propuestas de solución.....	29
3.4.1	Primera solución	29
3.4.2	Segunda solución	30
3.4.3	Tercera solución.....	31
3.5	Evaluación de propuestas.....	33
3.6	Concepto óptimo.....	33
IV.	CALCULOS Y SELECCIÓN DE COMPONENTES.....	35
4.1	Cálculos mecánicos.....	36
4.1.1	Análisis para selección de servomotor y motores con reducción	36
4.1.2	Cálculos de vueltas para servomotor y motor con reducción	37
4.1.3	Análisis plataforma de primer nivel.....	44
4.1.4	Análisis de deflexión de pared	47
4.1.5	Análisis de tornillos.....	49
4.1.6	Análisis del pasador.....	51
4.1.7	Análisis de pandeo.....	54
4.1.8	Análisis de pandeo de tramo A-B	57
4.1.9	Análisis de pandeo de tramo B-C.....	58
4.1.10	Análisis de plancha compresora	60
4.1.11	Selección de piñón y cremallera.....	64
4.2	Selección de componentes.....	66
4.2.1	Sensores y actuadores.....	66
4.2.1.1	Sensor de ultrasonido	66
4.2.1.2	Sensor de fuerza	67
4.2.1.3	Actuador lineal	69
4.2.1.4	Servomotor	70
4.2.1.5	Motor con reducción	71
4.2.1.6	Arduino UNO	72

V.	SISTEMA MECATRÓNICO	75
5.1	Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico	75
5.2	Diagramas esquemáticos de los circuitos del sistema mecatrónico	77
5.3	Interfaz y control del sistema mecatrónico	80
5.4	Diagrama de flujo	85
VI.	SIMULACIONES Y RESULTADOS	91
VII.	PLANOS Y COSTOS DE FABRICACIÓN	98
7.1	Especificaciones del sistema.....	98
7.2	Lista de planos	98
7.3	Estimados de costos de equipo	99
7.3.1	Costo de diseño	99
7.3.2	Costos de fabricación.....	100
7.3.3	Costos de armado.....	105
	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	107
	CONCLUSIONES	108
	BIBLIOGRAFÍA	110
	A N E X O S	
	Anexo A: Patologías del disco intervertebral.....	
	Anexo B: Análisis de elementos finitos para disco intervertebral	
	Anexo C: Detalle de cálculos mecánicos	
	Anexo D: Plano electrónico	
	Anexo E: Circuito de fuerza y de mando	
	Anexo F: Proforma parte electrónica	
	Anexo G: Proforma parte mecánica	

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 3.1: Desplazamientos máximos según movimiento.....	23
Tabla 3.2: Cargas máximas y mínimas para un implante cervical.....	23
Tabla 3.3: Evaluación de las alternativas de solución.....	33
Tabla 4.1: Comparación de longitudes efectivas o de pandeo.....	56
Tabla 4.2: Pendientes y deflexiones de vigas.....	61
Tabla 4.3: Especificaciones técnicas del sensor ultrasónico.....	67
Tabla 4.4: Especificaciones técnicas del sensor de fuerza.....	68
Tabla 4.5: Especificaciones técnicas del actuador lineal.....	70
Tabla 4.6: Especificaciones técnicas del servomotor.....	71
Tabla 4.7: Especificaciones técnicas del motor con reducción.....	72
Tabla 6.1: Efectos de cada constante de un controlador PID.....	92
Tabla 7.1: Lista de planos de equipo de ensayo de fatiga de implantes de disco intervertebral	100
Tabla 7.2: Presupuesto elementos seleccionados de la parte mecánica.....	101
Tabla 7.3: Presupuesto elementos seleccionados de la parte electrónica y control.....	103
Tabla 7.4: Lista de materiales para la fabricación de elementos.....	104
Tabla 7.5: Lista de compuestos para la estructura del dispositivo.....	105
Tabla 7.6: Estimación de costos por la fabricación de los elementos.....	106
Tabla 7.7: Estimación total de costos por la fabricación del equipo.....	106
Tabla F.1: Proforma parte electrónica.....	138

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: La columna vertebral.....	5
Figura 1.2: Unidad funcional vertebral	6
Figura 1.3: Partes del disco intervertebral	6
Figura 1.4: Variación del centro instantáneo de rotación	7
Figura 1.5: Centro instantáneo de rotación de cada unidad funcional vertebral en zona cervical	8
Figura 1.6: Posibles movimientos a través de la columna vertebral	8
Figura 1.7: Cargas que actúan sobre las vértebras	9
Figura 2.1: Implante Mobi-C	12
Figura 2.2: Implante de disco cervical Bryan	13
Figura 2.3: Dispositivo de pruebas electrodinámicas modelo 530.....	15
Figura 2.4: Dispositivo de pruebas de fatiga modelo 900 Family Servo Hydraulic Fatigue Test	15
Figura 2.5: Sensores de proximidad, infrarrojos.....	17
Figura 2.6: Frecuencias percibidas por los seres humanos y algunos animales.....	18
Figura 2.7: Sensor de proximidad, Ultrasonido	18
Figura 2.8: Sensor de fuerza por flexión para detectar movimiento de dedo.....	19
Figura 2.9: Sensor de fuerza y curva característica.....	20
Figura 2.10: Encoder.....	21
Figura 3.1: Principales procesos del sistema.	26
Figura 3.2: Estructura de funciones	27
Figura 3.3: Matriz morfológica.....	28

Figura 3.4: Propuesta de solución mediante actuador neumático	30
Figura 3.5: Propuesta de solución mediante mecanismo de piñón cremallera.....	31
Figura 3.6: Propuesta de solución mediante mecanismo de levas	33
Figura 3.7: Concepto óptimo para el diseño del dispositivo	34
Figura 4.1: Diseño final del dispositivo	35
Figura 4.2: Referencia de ubicación de la pared de referencia y placa móvil para el primer motor en la posición inicial.....	38
Figura 4.3: Referencia de 0° de la placa móvil con respecto al tubo de pared delgada	38
Figura 4.4: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el primer motor en la primera posición extrema (7.5° hacia la izquierda).	39
Figura 4.5: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el primer motor en la segunda posición extrema (7.5° hacia la derecha).	39
Figura 4.6: Referencia de ubicación de la pared de referencia y placa móvil para el segundo motor en la posición inicial.....	40
Figura 4.7: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el segundo motor en la primera posición extrema (6° hacia adelante).....	41
Figura 4.8: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el segundo motor en la segunda posición extrema (6° hacia atrás).....	42
Figura 4.9: Representación de un engranaje	43
Figura 4.10: Referencia de ubicación de engranajes motriz y conducido.....	44
Figura 4.11: Referencia de ubicación de la primera plataforma	45
Figura 4.12: Plataforma del primer nivel	45
Figura 4.13: Simulación y resultados de simulación de elementos finitos de plataforma de primer nivel.....	47
Figura 4.14: Simulación por elementos finitos de la pared de la estructura	47
Figura 4.15: Ubicación de los nervios de la estructura	48

Figura 4.16: Resultados de la simulación por elementos finitos de la pared de la estructura	48
Figura 4.17: Resistencia de tornillos según Norma ISO 898	49
Figura 4.18: Ubicación de pernos	50
Figura 4.19: Ubicación del pasador que se fija a la pieza especial	51
Figura 4.20: Diagrama de fuerzas del pasador	52
Figura 4.21: Ubicación de pasadores para el actuador lineal	53
Figura 4.22: Posibles secciones de falla por pandeo	54
Figura 4.23: Diagrama por método europeo	55
Figura 4.24: Fuerzas axiales en tramo A-B	56
Figura 4.25: Intersección de ecuaciones (4.11) y (4.13)	57
Figura 4.26: Fuerzas axiales en tramo D-E	58
Figura 4.27: Intersección de ecuaciones (4.11) y (4.14)	59
Figura 4.28: Plancha compresora	59
Figura 4.29: Dimensiones de plancha compresora	60
Figura 4.30: Diagrama de fuerza para la plancha de longitud L_1	60
Figura 4.31: Porción de la plancha analizada	61
Figura 4.32: Diagrama de fuerza para plancha de longitud L_2	62
Figura 4.33: Posibles casos para plancha de longitud L_2	62
Figura 4.34: Diagrama de Tetmajer modificado para plancha de longitud L_2	62
Figura 4.35: Cálculo de fuerza tangencial real	64
Figura 4.36: Cálculo de fuerza tangencial corregida	64
Figura 4.37: Cálculo del diámetro primitivo	64
Figura 4.38: Sensor de ultrasonido	65

Figura 4.39: Ubicación de sensor de ultrasonido.....	66
Figura 4.40: Sensor de fuerza	67
Figura 4.41: Ubicación del sensor de fuerza.....	67
Figura 4.42: Actuador lineal	68
Figura 4.43: Ubicación del actuador lineal	68
Figura 4.44: Servomotor	69
Figura 4.45: Ubicación del servomotor.....	70
Figura 4.46: Motor con reducción.....	71
Figura 4.47: Ubicación de los motores con reducción.....	72
Figura 4.48: Plataforma Arduino UNO.....	73
Figura 4.49: Ubicación de la plataforma Arduino UNO.....	74
Figura 5.1: Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico.....	76
Figura 5.2: Distribución de energía para el dispositivo	78
Figura 5.3: Electrónica de control para el dispositivo.....	79
Figura 5.4: Electrónica de potencia para el dispositivo	79
Figura 5.5: Programación en Block Diagram de LabVIEW para el control de las constantes PID del sistema	81
Figura 5.6: Control de la constante PID en una estructura nodo para fórmulas	82
Figura 5.7: Fórmula Node para la decisión del sentido de giro	82
Figura 5.8: Case structure, muestra los tres casos para el giro del motor	83
Figura 5.9: Funcionamiento y pines de conexión del Digital Write Pin.....	83
Figura 5.10: Programación en el Front Panel de LabVIEW para el control de las constantes PID del sistema	84
Figura 5.11: Diagrama de flujo completo	85

Figura 5.12: Sección del diagrama de flujo referente al inicio del programa	86
Figura 5.13: Sección del diagrama de flujo referente a la lectura de desplazamientos.....	87
Figura 5.14: Sección del diagrama de flujo referente al accionamiento de cada motor y servomotor	88
Figura 5.15: Sección del diagrama de flujo referente al accionamiento del actuador lineal	89
Figura 5.16: Sección del diagrama de flujo referente al ingreso y retiro del implante	89
Figura 5.17: Implementación parcial para simular la interfaz Arduino – LabVIEW.....	90
Figura 6.1: Curvas teóricas usando diferentes valores de las constantes del controlador PID, independientemente	92
Figura 6.2: Simulación sin variables de control.....	93
Figura 6.3: Simulación con valor de constante proporcional igual a 6.....	93
Figura 6.4: Simulación con valor de constante proporcional igual a 10.....	94
Figura 6.5: Simulación con valor de constante derivativa igual a 5	94
Figura 6.6: Simulación con valor de constante derivativa igual a 10	95
Figura 6.7: Simulación con valor de constante integrativa igual a 1.5	96
Figura 6.8: Simulación con valor de constante integrativa igual a 7	96
Figura 6.9: Resultados de manipular las constantes proporcional, derivativa e integrativa del controlador PID.....	97
Figura A.1: Columna vertebral normal y una con escoliosis	115
Figura A.2: Columna vertebral normal y una con cifosis	116
Figura A.3: Protrusión discal durante la flexión	117
Figura A.4: Etapas del deterioro del disco intervertebral	117
Figura B.1: Sólido tridimensional representando al disco intervertebral.....	120
Figura B.2: Convenio de signos de Stein.....	121

Figura B.3: Principio del trabajo virtual 122

Figura B.4: Elemento tetraédrico 123

Figura C.1: Masa del tubo especial 130

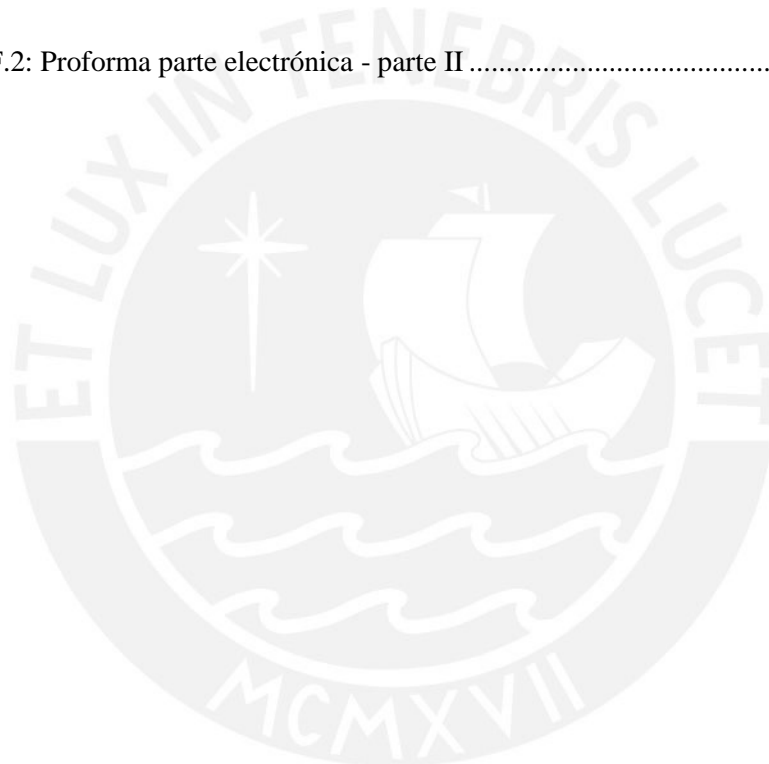
Figura C.2: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el primer motor..... 130

Figura C.3: Masa de la segunda parte de la superficie inferior.....131

Figura C.4: Masa del riel de la plataforma inferior..... 131

Figura F.1: Proforma parte electrónica – parte I..... 136

Figura F.2: Proforma parte electrónica - parte II 137



LISTA DE ACRÓNIMOS

A:	Amperios
CIR:	Centro Instantáneo de Rotación
FDA:	Food and Drug Administration (Administración de Comida y Medicina)
FSR:	Force Sensing Resistor (Resistencia para Sensado de Fuerza)
Hz:	Hertz
ISO:	International Organization for Standardization (Organización Internacioanl para Estandarización)
kg:	Kilogramos
m:	Metros
MOSFET:	Metal – Oxide – Semiconductor Field Effect Transistor
OMS:	Organización Mundial de Salud
PID:	Proporcional – Integral - Derivativo
PLC:	Programmable Logic Controller (Controlador Lógico Programable)
PTV:	Principio de Trabajo Virtual
PWM:	Pulse Width Modulation (Modulación de Ancho de Pulso)
RPM:	Revoluciones Por Minuto
SEED:	Summary of Safety and Effectiveness Data (Resumen de Datos de Seguridad y Eficacia)
VAC:	Volts of Altern Current (Voltios de Corriente Alterna)
VDC:	Volts of Direct Current (Voltios de Corriente Directa) (Transistor Semiconductor de Metal – Oxido con Efecto de Campo)
W:	Watts

INTRODUCCIÓN

Desde años atrás, la mayoría de las personas han sufrido de diversos problemas de salud que han podido ser resueltos mediante medicamentos, descansos o algunas indicaciones de personas expertas en determinado rubro de la medicina. Actualmente, los problemas de columna vertebral reflejados en el dolor de espalda, se presentan como una de las principales patologías que pueden afectar a las personas de cualquier condición sin importar si se trata de niños, jóvenes, mujeres, hombres o ancianos. Esto se puede confirmar en un estudio, utilizando las estadísticas de 187 países y realizado por la OMS, en donde se manifiesta que casi una décima parte de la población mundial sufre de lumbalgias (dolor en la parte baja de la espalda). [1]

Es importante mencionar que los problemas de espalda son causados por la degeneración del disco intervertebral que se localiza entre dos vértebras adyacentes. Este disco está formado por dos partes: primero, la parte exterior del disco conocida como el anillo fibroso, el cual está formado por aproximadamente 60 bandas de fibra; y segundo, el núcleo pulposo, capaz de transmitir y amortiguar cargas axiales gracias a su alto contenido de agua que oscila entre 70 y 85%. A medida de que una persona envejece, el contenido de agua del disco disminuye a 60% lo cual conlleva al estrechamiento del núcleo y disminuye su capacidad de soportar las cargas de flexión y torsión; por otro lado, el anillo fibroso ya no permite controlar el movimiento vertebral. [2]

Con el fin de evitar las diversas patologías, existen ciertos tratamientos quirúrgicos clasificados en tres grupos: el primero, basado en la remoción parcial o total del núcleo pulposo; el segundo, que destruyen el material nuclear mediante dicotomía con láser y terapia térmica; y tercero, la fusión que es básicamente la remoción del disco conectando dos o más vértebras adyacentes. Sin embargo, estos aceleran la degeneración o desgaste del disco intervertebral, además de limitar los movimientos naturales de la columna vertebral. Como consecuencia, hubo la necesidad de encontrar una mejor solución que permita preservar las funciones del disco para realizar los movimientos naturales, y es lo que se conoce como implantes del disco intervertebral [3]. Estos implantes deben ser colocados solo si la zona cervical muestra estabilidad;

no se recomienda realizar el reemplazo en caso de que se presente movimiento extra en la zona mencionada. Asimismo, se debe tener en cuenta que una de las mayores complicaciones de este procedimiento, es la degeneración de las vértebras adyacentes al implante reemplazado, cuyo ratio de ocurrencia de problemas es de 9.1% cada 2 años [4]. Por otro lado, el costo para realizar la operación de reemplazo de implante tiene un costo de 14,000 euros aproximadamente lo que no es un gasto excesivo considerando que las complicaciones de columna vertebral puede conllevar a la discapacidad para ejercer un trabajo, y consecuentemente, no tener un ingreso financiero. [5]

El desarrollo de sistemas de tratamiento y prevención de la discapacidad de la columna es un tema muy complejo, pues es una parte del cuerpo humano con un alto grado de interacción por lo que la manipulación directa y experimentación “en vivo” es muy riesgosa para la persona. Es por ello que la investigación en este campo se ha orientado a la anatomía comparada y a la investigación “in vitro”. Es decir la investigación se desarrolla fuera del organismo humano con el fin de simular las fuerzas y movimientos internos generados para usarlos como guía en el diseño de un implante, y finalmente compararlo con protocolos experimentales para la correspondiente evaluación médica del dispositivo.

Es así como con este proyecto se espera satisfacer la necesidad del país en incrementar los conocimientos científicos y fortalecer las capacidades tecnológicas en un tema de alta repercusión social como es la prevención y tratamiento de la discapacidad física debido a problemas de la columna vertebral, esto mediante un implante de disco intervertebral [6]. A pesar de que se registra una mayor cantidad de problemas debido a la zona lumbar, este proyecto se enfocará en el estudio de la zona superior, donde se ubican las vértebras cervicales, ya que representa la zona más peligrosa que puede llevar a problemas de parálisis del cuerpo. En conclusión, este proyecto permitirá contar con un dispositivo que reproduzca el comportamiento biomecánico de uno de los discos cervicales localizados en la zona superior de la columna vertebral. Estos dispositivos contribuyen al desarrollo de implantes sin necesidad de asumir algún riesgo para la persona considerando la complejidad y delicadeza de esta parte del organismo humano.

CAPÍTULO 1

ANATOMÍA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Considerando que el fin del presente trabajo es diseñar un dispositivo que permita realizar ensayos de fatiga sobre implantes de disco intervertebral, es necesario conocer los conceptos básicos de anatomía de este último. Así, en el presente capítulo se describirá la anatomía de la columna vertebral (conjunto de todas las vértebras y discos intervertebrales), la biomecánica de la zona vertebral y algunas de las patologías que se presentan debido a los diferentes movimientos que una persona puede realizar. Asimismo, se presentarán algunas degeneraciones dadas por la vejez natural.

1.1 La columna vertebral

La columna vertebral tiene la función principal de sostener el cuerpo humano que incluye el soportar el peso de la cabeza y proteger la médula espinal.

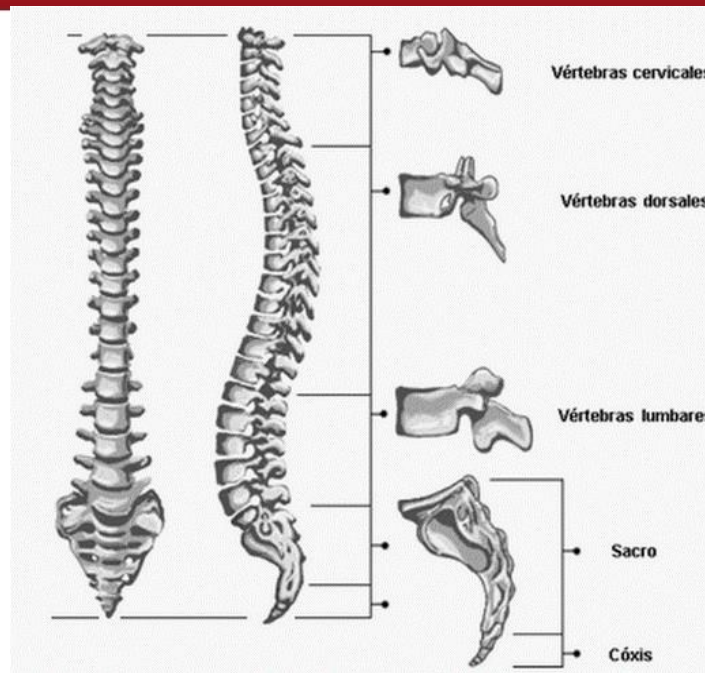


Figura 1.1: La columna vertebral. [7]

En la Figura 1.1, se puede observar las zonas de la columna vertebral. La zona superior llamada espina dorsal vertical está conformada por las primeras siete vértebras superiores. Es la encargada de soportar el peso de la cabeza y permitir realizar los diversos movimientos de la misma. A su vez, está dividida en la espina dorsal cervical superior e inferior. La segunda zona llamada espina dorsal torácica que se conecta con las costillas; la tercera, la espina dorsal lumbar; y finalmente las últimas dos zonas inferiores: sacro y coxis. Debido a que el proyecto se enfoca principalmente en la zona cervical, se dará una explicación más detallada de esta zona.

Así tenemos las primeras dos vértebras cervicales denominadas como el atlas (C1: cervical 1) y el axis (C2) que tiene la función de proporcionar el eje para la rotación axial en las dorsales cervicales superiores. Consecutivamente, se tienen las demás vértebras a lo largo de esta zona hasta llegar a la C7. Como se puede observar en la Figura 1.2, dos vértebras adyacentes, como por ejemplo C0/C1, se encuentran conectadas a través de los ligamentos vertebrales anteriores mediante las fibras discales, y posteriores por las cápsulas de las superficies articulares. Adicionalmente, las vértebras también se conectan mediante un tejido blando denominado disco intervertebral que es el encargado de soportar las diferentes cargas de flexión y torsión.

Al conjunto conformado por dos vértebras adyacentes y su correspondiente disco intervertebral, se le denomina unidad funcional vertebral.

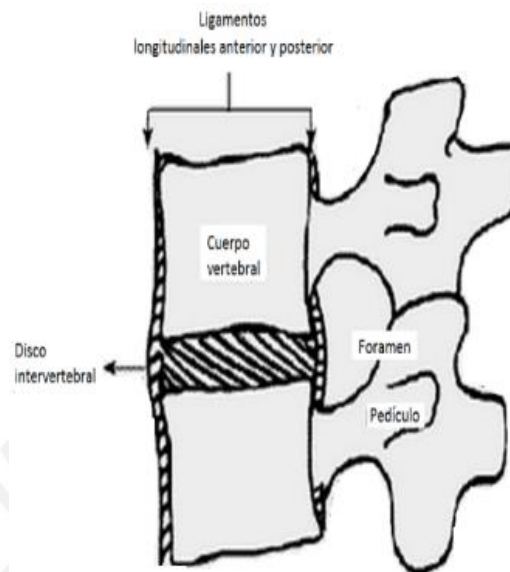


Figura 1.2: Unidad funcional vertebral. [8]

1.2 El disco intervertebral

El disco intervertebral, que se presenta en la Figura 1.3, es un tejido blando e hidrodinámico que separa a las vértebras permitiendo movimiento entre ellas y que sirve como amortiguador. Está conformado por un núcleo pulposo que se encuentra dentro de una cápsula denominada anillo fibroso. El núcleo pulposo se sitúa en el centro del disco intervertebral, el cual sufre de una deshidratación debido a la vejez natural. Por otro lado, el anillo fibroso es la parte externa del disco y permite la elongación fisiológica del disco intervertebral gracias a que está conformado por fibras anulares de colágeno.

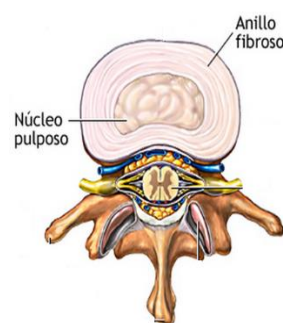


Figura 1.3: Partes del disco intervertebral. [9]

1.3 Biomecánica de la columna vertebral

Como ya se mencionó anteriormente, la zona cervical debe soportar el peso de la cabeza con cada movimiento, asimismo, se debe considerar las tensiones mecánicas que se producen sobre los discos intervertebrales, ligamentos anteriores y posteriores, y los correspondientes músculos, esto debido a un cambio de postura que se adopta al caminar, sentarse, o al realizar otra actividad cotidiana.

Una carga que aplica un momento flector a la columna vertebral, produce una reacción inmediata de curva, lo que se denomina rango de movimiento inmediato. A su vez, se tiene el rango de movimiento total generado por la aplicación de una carga determinada; siendo el rango de movimiento total un modelo de movimiento que representa el recorrido que el centro de masa describe mientras se desplaza a través de su rango de movimiento.

Otra consideración a tomar en cuenta en la biomecánica de las vértebras adyacentes es que el eje de rotación instantáneo varía constantemente con cada movimiento, por lo que solo se puede hablar de un CIR en determinado instante de tiempo.

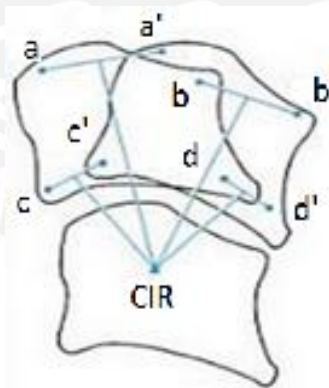


Figura 1.4: Variación del centro instantáneo de rotación. [10]

En la Figura 1.4 se puede observar el CIR, cuya localización depende de la proporción entre la rotación y la traslación sagital de una determinada vértebra. Cuanto mayor sea la traslación sagital, el CIR se localizará más abajo; mientras que cuanto menor sea su rotación sagital, más alto se ubicará el CIR. En la Figura 1.4, también se puede observar la manera simple de ubicar el CIR geoméricamente a partir de radiografías.

Se marcan cuatro puntos (a, b, c, d en una radiografía y a', b', c', d' en otra), se trazan segmentos que unen los mismos puntos en cada una de las posiciones, se dibujan las correspondientes perpendiculares de ambos segmentos, y finalmente, el cruce de las perpendiculares permitirá localizar el centro instantáneo de rotación.

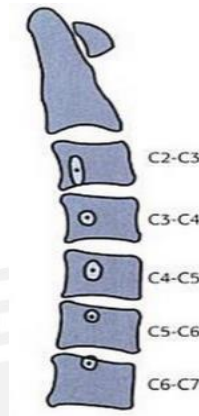


Figura 1.5: Centro instantáneo de rotación de cada unidad funcional vertebral en zona cervical. [10]

Es claro que no es posible que dos unidades funcionales vertebrales posean el mismo CIR, y esto se puede observar en la Figura 1.5, donde también se muestra que la traslación es mayor en las unidades más altas y menor en las más inferiores como C5/C6 y C6/C7.

A continuación se explicará brevemente los movimientos básicos presentes en toda la columna vertebral:

En la Figura 1.6 se puede observar los diversos movimientos: flexión y extensión en el plano sagital; flexión lateral, en el plano frontal; y la rotación. [11]

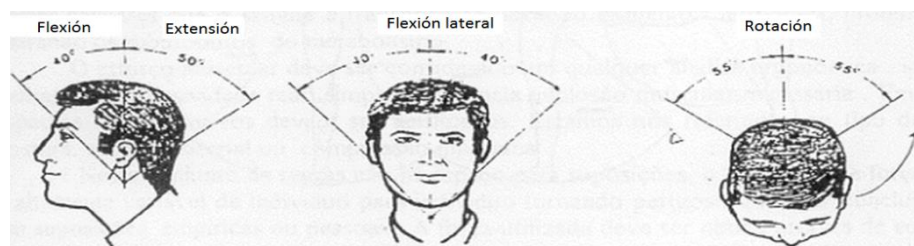


Figura 1.6: Posibles movimientos a través de la columna vertebral. [12]

Flexión: se produce un deslizamiento entre la vértebra superior e inferior de una determinada unida funcional vertebral, esto debido al grosor del correspondiente disco intervertebral. El núcleo pulposo se desliza hacia atrás teniendo como límite la tensión del ligamento vertebral posterior y de los ligamentos amarillos.

Extensión: también se produce un deslizamiento entre la vértebra superior e inferior y el núcleo pulposo se desliza hacia adelante, teniendo como límite al choque de las apófisis cervicales.

Flexión lateral: mientras que los movimientos anteriores se observan en el plano sagital, en el plano frontal también existe la flexión que a su vez presenta simetría (misma desviación angular para cada lado).

Rotación: movimiento que se presenta a lo largo del eje longitudinal y se lleva a cabo cuando se realiza un giro de la cabeza.

Cada uno de los movimientos explicados anteriormente se genera debido a las diferentes cargas (Figura 1.7). [13]

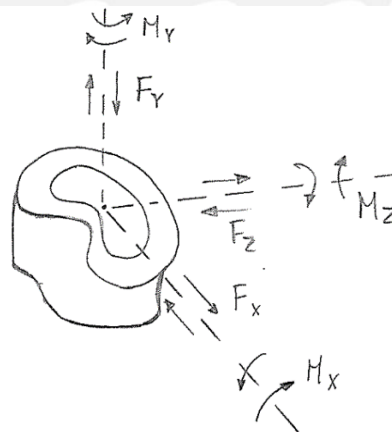


Figura 1.7: Cargas que actúan sobre las vértebras.

1.4 Patologías

Se considera importante dar a conocer las principales patologías porque el presente trabajo tiene como fin el desarrollo de implantes que serán utilizados para brindar alternativas de solución frente a las diversas patologías, entre las cuales se tiene:

La escoliosis: deformación o curvatura de la columna vertebral en forma de “S” o “C”.

La cifosis: curvatura de la columna que produce un arqueamiento o redondeo, llevando a que se presente una joroba en la espalda.

La protrusión discal: derrame del núcleo pulposo a través del anillo fibroso.

Para mayor información de cada patología, revisar el Anexo A.

Si bien es cierto que el estudio de la columna es un tema muy complejo, en el capítulo se presentaron algunos conceptos básicos de la anatomía de la columna vertebral, se realizó un análisis de la biomecánica de la zona vertebral cuando esta se encuentra con diferentes cargas, además de una breve explicación de las patologías que se presentan comúnmente debido a los diferentes movimientos que una persona puede realizar. En el siguiente capítulo se mostrarán algunos dispositivos que permiten realizar las pruebas de fatiga sobre los implantes para su correspondiente certificación.

CAPÍTULO 2

ESTADO DE LA TECNOLOGÍA

En el capítulo anterior se explicó los diferentes movimientos que debe realizar un disco intervertebral para que las personas puedan realizar diversos movimientos en toda la columna vertebral; por otro lado, es claro que los implantes del disco intervertebral deberían cumplir con las mismas funcionalidades que uno natural, por tal motivo, es necesario que estos sean evaluados por un instituto. En el presente capítulo se describe brevemente algunos de los implantes que ya han sido certificados, así como los dispositivos diseñados con el fin de realizar los ensayos de fatiga.

2.1 Implantes a ser evaluados

Se considera importante mencionar algunos de los dispositivos actualmente utilizados como implantes de disco intervertebral. Debido a que es suficiente que los implantes cumplan con los requerimientos de los rangos de movimiento y capacidad de soportar cargas, en el presente trabajo no se requiere de estudios adicionales del implante a evaluar.

A pesar de que no es el alcance del proyecto, un futuro trabajo podría incluir un software que muestre el dispositivo durante el ensayo a realizarse, esto es, a través de una computadora. En tal caso, sería óptimo contar con un estudio de elementos finitos con el fin de observar el comportamiento del implante para las diferentes cargas según convenga al usuario. [14]

En el Anexo B, se muestra el análisis de los elementos finitos para el disco intervertebral, donde se hace un análisis del campo de desplazamiento, campo de deformaciones, campo de tensiones, y finalmente la relación de tensión-deformación.

En la presenta sección se expone una breve descripción de la evolución tecnológica de los implantes de discos intervertebrales cervicales ya que a partir de ellos se obtuvo posibles soluciones de un dispositivo que sea capaz de soportar los esfuerzos que normalmente se encuentran presentes en un disco intervertebral natural. Es importante mencionar que todos los implantes que actualmente son comercializados, son dispositivos aprobados y certificados para su uso mediante el FDA agencia del gobierno de Estados Unidos responsable de la regulación de alimentos, medicamentos, aparatos médicos, entre otras productos. Esto certifica que la información extraída (dimensiones, tipo de fuerzas, magnitudes admisibles) de los reportes de esta entidad, es segura y útil para considerarlo en el diseño del dispositivo con el fin de tener un comportamiento similar a la de un disco intervertebral natural sano. [15]

Actualmente, los implantes aprobados por FDA, presentan características similares a los discos intervertebrales naturales, esto es, específicamente en los materiales biocompatibles que utilizan. Entre ellos se encuentra al implante cervical discal Mobi-C® (Figura 2.1), compuesto por dos placas de metal (aleación de cobalto y cromo) y un plástico (polietileno de ultra alto peso molecular) que es insertado entre ambas vértebras. Este dispositivo es diseñado para reestablecer la distancia entre las vértebras y permitir el movimiento del núcleo de plástico contra las placas metálicas. Este dispositivo es usado específicamente para reemplazar discos cervicales (C3-C7).



Figura 2.1: Implante Mobi-C. [16]

En el SSED (Resumen de los Datos de Seguridad y Eficacia, siglas en inglés) del implante mencionado [17], se dio a conocer que después 24 meses de realizar la

operación con este dispositivo, 211/214 (98,6%) pacientes lograron obtener muy buenos resultados en lo que respecta a los movimientos que podían realizar; de este grupo de pacientes (escogidos aleatoriamente), 205/214 (95.8%) lograron una flexión-extensión mayor a 4° lo que significó un gran resultado considerado que de acuerdo a los protocolos de estudio, 2° de flexión-extensión era un resultado exitoso.

Otro implante cervical con una característica especial es el dispositivo Bryan (Figura 2.2, fabricado por Medtronic Sofamor Danek) que está compuesto de un núcleo de plástico (poliuretano) con placas de titanio. Este disco fue diseñado como un dispositivo de una pieza que permite el movimiento sin restricciones. Lo que le diferencia del implante anterior es que este tipo de disco cuenta con una membrana flexible que rodea al núcleo (parte interior del disco); dicha membrana es diseñada con dos propósitos: para contener partículas de desgaste y para evitar crecimiento de cualquier tejido blando.



Figura 2.2: Implante de disco cervical Bryan. [18]

Robertson Porchet, cirujano de discos primarios para juntas cervicales artificiales de la Sociedad de Artoplastía Espinal, reportó que dos años después de que 27 pacientes tuvieran el disco, progresaron en el dolor y en la función comparando con un grupo de pacientes que fueron tratados mediante la fusión [19]. Así como el Mobi-C, el SEED del disco Bryan indica que después de 24 meses de la operación con este implante, el 95.2% de un total de 160 pacientes obtuvieron buenos resultados. A pesar de que presenta un menor porcentaje de efectividad que el primer implante mencionado, se considera entre los mejores dispositivos en el rubro. [20]

Estos implantes son dos de los más usados en la actualidad frente a problemas de desgaste de disco intervertebral; y como se mencionó anteriormente, existen

dispositivos diseñados para reproducir todos los movimientos que debería tener cada uno de los implantes a evaluar.

2.2 Dispositivos para reproducir movimiento biomecánico del disco

A continuación, se presentarán algunos dispositivos que permiten reproducir el comportamiento mecánico del disco intervertebral, esto es, realizar los movimientos de flexión, extensión en el plano sagital, flexión lateral en el plano frontal, y finalmente la rotación axial.

Actualmente, los dispositivos que se necesitan para ese fin, cuentan con la capacidad de realizar pruebas electrodinámicas, lo que incluye pruebas de tensión, torsión y compresión de los componentes. Además, estos dispositivos presentan diferentes características con respecto a su frecuencia de trabajo, diferentes configuraciones para las sollicitaciones de las cargas. Asimismo, estos dispositivos también cuentan con actuadores, controladores y sensores para las diferentes pruebas de componentes médicos, de plásticos, caucho, etc. Estos dispositivos de pruebas electrodinámicas son muy similares a los dispositivos servo hidráulicos, con la diferencia de que los primeros operan con menos mantenimiento, además de que pueden ser obtenidos con un menor costo, sin embargo, no se cuentan con las altas velocidades que se pueden alcanzar con los servo hidráulicos.

En la Figura 2.3, se puede observar el dispositivo capaz de aplicar sollicitaciones axiales, de torsión, biaxiales, así como de fatiga y pruebas dinámicas. Además de que con este dispositivo se pueden alcanzar sollicitaciones de hasta 2.5 kN. El sistema es capaz de brindar velocidad constante y realizar pruebas de fatiga con cargas de alta velocidad. Además de estas características, cuenta con una amplia gama de accesorios como pinzas de tracción, compresión, extensómetros, etc. Los actuadores usados en este sistema, son autónomos, contando cada uno con un sensor de posición digital de alta resolución, limitadores de carrera y rodamientos. La carrera del actuador es 150 mm aproximadamente con opciones a aumento hasta de 450 mm.



Figura 2.3: Dispositivo de pruebas electrodinámicas modelo 530. [21]

En la Figura 2.4 se puede observar un dispositivo similar al mencionado anteriormente. Este dispositivo es usado principalmente para pruebas de fatiga; produce cargas y velocidades más altas que los dispositivos de pruebas electro-dinámicas. Cuenta con un actuador servo-hidráulico con un servo válvula, controlador digital y un software de pruebas. Este dispositivo se puede configurar para solicitar cargas de hasta 25 kN.



Figura 2.4: Dispositivo de pruebas de fatiga modelo 900 Family Servo Hydraulic Fatigue Test. [22]

Es claro que existe una gama muy grande de estos dispositivos que mediante un cambio de diseño y selección de componentes, tal es el caso de dispositivos que pueden solicitar cargas de hasta 500 kN dependiendo del tipo de pruebas que se deseen realizar

[23], se logra el mismo fin que es realizar ensayos de fatiga de los implantes que se deseen evaluar para una eventual aprobación, y consecuentemente, la comercialización de los mismos. Así, se concluye que esta variedad de dispositivos son unas herramientas indispensables en el desarrollo de implantes.

En este capítulo se mostraron algunos de los implantes que actualmente son usados en personas que sufren de problemas de disco intervertebral cervical; además, se mostraron los dispositivos diseñados para realizar los ensayos de fatiga sobre los implantes, esto, con el fin de poder ser certificados por la Administración de alimentos y medicamentos (FDA, por sus siglas en inglés).

2.3 Sensores

Es necesario calcular la distancia que recorrerán las superficies por lo que se tienen posibles sensores que podrían contribuir en este trabajo; entre estos, sensores de proximidad, ultrasonido e infrarrojos, así como un encoder (más laborioso por tener que trabajar con códigos).

2.3.1 Sensores de proximidad

El principio básico de este tipo de transductor es que detecta objetos o señales que se encuentren cercano a él. Entre los más comunes se tienen los interruptores de posición, los detectores capacitivos, inductivos, infrarrojos y ultrasónicos.

Los tres primeros envían una señal cuando detectan un objeto, lo que no serviría mucho en este caso, ya que se necesita un sensor no solo que detecte un objeto, sino que mida también la distancia; y para lograrlo, que es lo que interesa en este proyecto, se comparará solo el sensor infrarrojo y el ultrasonido.

2.3.1.1 Sensor infrarrojo

Este sensor cuenta con un emisor y receptor que puede ser un fototransistor o un fotodiodo. La señal enviada, mediante rayos infrarrojos, puede ser codificada para poder diferenciar la detección simultánea de varios sensores. Es comúnmente usada en la robótica debido a su precisión y su capacidad para trabajar en aplicaciones donde

solo se requiera contar con un receptor y más de un emisor infrarrojo. Asimismo, se tienen diferentes tipos de estos sensores mostrados en la Figura 2.5:

- Barrera

Conformado por un componente que emite haz de luz y otro que lo recepciona. La detección se basa únicamente en la interrupción del haz de luz. En este tipo de sensores se busca que el emisor y receptor operen alineados para que se pueda trabajar con una mayor precisión.

- Auto réflex

El rayo infrarrojo viaja en línea recta porque si un objeto se interpone al haz de luz, este rebota y cambia de dirección permitiendo que la luz sea enviada al receptor y se realice la medición correspondiente. La desventaja es que no se puede detectar un objeto de color negro ya que este color absorbe la luz y el sensor no presentaría cambio alguno.

- Réflex

Muy parecido al auto réflex con la diferencia de que el cableado es en un solo lado, sin embargo, se mantiene el mismo principio de funcionamiento del rebote de haz de luz hacia el receptor.



Figura 2.5: Sensores de proximidad, infrarrojos. [24]

2.3.1.2 Sensor ultrasonido

Este tipo de sensor es una señal acústica cuyo rango de frecuencias (20 – 400 kHz) sensibles están por encima de lo que percibe el oído humano (20 - 20 kHz) como se muestra en la Figura 2.6.



Figura 2.6: Frecuencias percibidas por los seres humanos y algunos animales. [25]

Los sensores de ultrasonido (Figura 2.7) son capaces de medir la distancia mediante ecos. Estos están formados por un transductor que emite un pulso corto de energía ultrasónica. Cuando el pulso es reflejado por cualquier objeto, el sensor capta el eco producido y calcula la distancia a la que está dicho objeto. La distancia es calculada como el producto entre la velocidad y el tiempo.

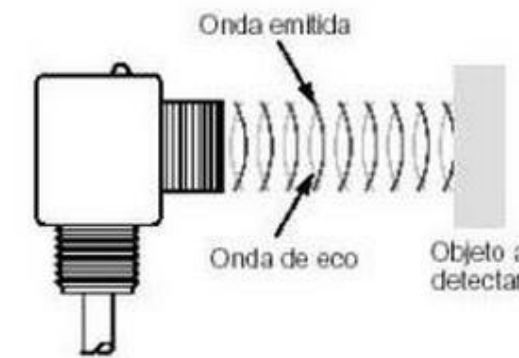


Figura 2.7: Sensor de proximidad, Ultrasonido. [26]

Aplicaciones y ventajas

Entre las principales aplicaciones se tienen la medición de nivel en el llenado de cualquier depósito, control de colisiones en sistemas de aparcamiento y control de posición en ramas como la robótica.

Entre las principales ventajas es que no se necesita contacto físico para poder detectar los objetos, son compactos y livianos en comparación con otras tecnologías y son de bajo precio.

2.3.2 Sensores de fuerza

Actualmente se puede encontrar diversos sensores de fuerza, siendo los más usados el sensor de fuerza por flexión y por presión.

2.3.2.1 Sensor de fuerza por flexión

Este tipo de sensores, como se observa en la Figura 2.8, está formado por diversos sensores que cambian su resistencia en función de la curvatura que se le emplea, esto es, cuanto mayor sea la curva, mayor será la resistencia. Se emplean en los guantes para detectar el movimiento del dedo, para el control de automóviles, aparatos de medición, tecnología de asistencia, instrumentos musicales, entre otros.



Figura 2.8: Sensor de fuerza por flexión para detectar movimiento de dedo. [27]

2.3.2.2 Sensor de fuerza por presión

El sensor de fuerza resistivo es un dispositivo que presenta una disminución en la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada a alguna superficie. Su sensibilidad a la fuerza está optimizada para uso en el control por toque humano de dispositivos electrónicos. Estos sensores son muy diferentes a las galgas extensiométricas aunque tengan propiedades similares [28]. Es importante mencionar que estos sensores no son adecuados para medidas de precisión.

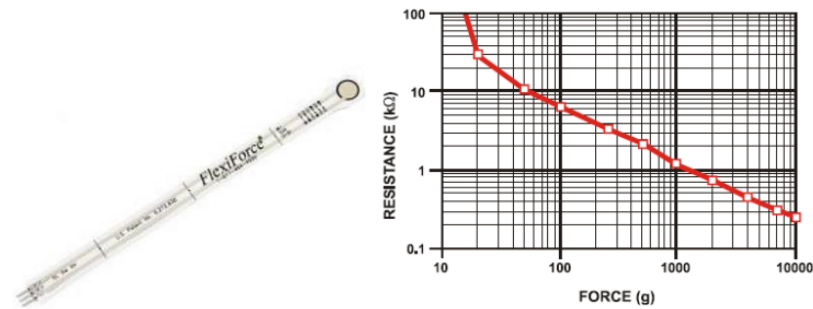


Figura 2.9: Sensor de fuerza y curva característica. [29]

En la Figura 2.9 se muestra el sensor de fuerza y su curva característica.

2.3.3 Posicionadores

Debido a que se requiere de precisión al momento de realizar el giro en los implantes, se necesita de cierta precisión por lo que se cuenta con las siguientes opciones:

2.3.3.1 Servomotor

Es un componente similar a un motor de corriente continua por lo que tiene la capacidad de ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en la misma. Una de las ventajas frente a otros posicionadores es que el servomotor es un motor eléctrico que puede ser controlado tanto en velocidad como en posición. Los servomotores hacen uso de PWM para controlar la dirección o posición de los motores de corriente continua. La electrónica dentro del servomotor responderá al ancho de la señal modulada.

2.3.3.2 Encoder

Un encoder es un tipo de transductor también conocido como codificador del eje o generador de pulsos. Es usado para convertir la posición angular de un eje a un código digital. Estos dispositivos son usados en la robótica en lentes fotográficos de última generación, en dispositivos de entrada de ordenador y en plataformas de radar rotatorias. En la Figura 2.10 se muestra el dispositivo mencionado.

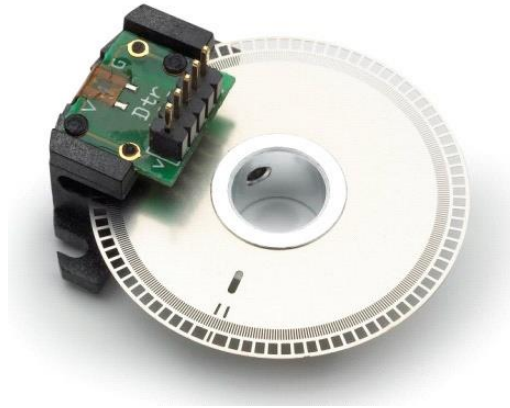


Figura 2.10: Encoder. [30]

Es importante mencionar que los encoder utilizan código Gray, que es un código binario en el cual los códigos adyacentes sólo se diferencian en una posición.



CAPÍTULO 3

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se expone una descripción de los requerimientos del implante de disco intervertebral cervical de acuerdo a los antecedentes explicados anteriormente, propuestas de solución para llevar a cabo el proyecto, una breve evaluación de las propuestas, y finalmente se presenta la propuesta conceptual, así como sus características y algunas consideraciones a tomar en cuenta.

3.1 Requerimientos

Se debe tener en cuenta que entre los requerimientos se debe considerar no solo los de los antecedentes, explicados en el capítulo anterior, sino también los de los usuarios cuando se tenga el proyecto implementado (no incluido en el alcance de este trabajo), y finalmente los requerimientos del sistema mecatrónico.

3.1.1 Requerimientos de acuerdo a los antecedentes

De acuerdo a los antecedentes, descritos en el capítulo anterior, se debe considerar los siguientes requerimientos para lograr las similitudes de funcionamiento de un disco intervertebral natural:

- Capacidad para solicitar cargas de 75 N (considerando que es la carga máxima para el ensayo del implante, descrita en la Norma ISO 18192-1). Dicha fuerza también

es mencionada en la correspondiente ficha técnica del implante cervical, donde se muestra que la máxima carga axial de compresión es de 75 N. [31]

- Versatilidad del dispositivo para poder llevar a cabo los principales movimientos de flexión y extensión. El dispositivo diseñado debe cumplir los requerimientos de la Tabla 3.1 donde se muestran las máximas deformaciones de acuerdo a las máximas cargas (Tabla 3.2) a la que se encuentra expuesto el disco intervertebral.

Tabla 3.1: Desplazamientos máximos según movimiento

	Desplazamiento angular (°)	
	Máximo	Mínimo
Flexión/Extensión	7.5 °	- 7.5 °
Flexión lateral	6 °	- 6 °
Rotación axial	4 °	- 4 °

Tabla 3.2: Cargas máximas y mínimas para un implante cervical

	Carga (N)	
	Máximo	Mínimo
Implante cervical	75	50

Considerar que los datos de la Tabla 3.1 y Tabla 3.2 fueron considerados de la Norma ISO 18192-1.

- El dispositivo debe contar con un elemento seguro de sujeción para sujetar el implante durante toda la prueba, con el fin de mostrar claramente los correspondientes desplazamientos en cada uno de los planos.
- Capacidad para retornar a la posición de inicio de la prueba, para poder observar el restablecimiento de la altura normal del disco (aproximadamente 8 mm), después de aplicada la combinación de las cargas.
- El sistema debe tener un costo menor al de los actuales, esto con el fin de que valga la pena optar por un mecanismo de diferente diseño pero con el cual se pueda conseguir los mismos resultados.

Como se ha podido observar, el requerimiento de la fuerza aplicada fue tomado del implante de disco cervical Mobi-C porque en la actualidad es el más usado en este tipo de operaciones, esto a causa de sus mejores resultados frente a otros dispositivos similares.

3.1.2 Requerimientos por parte de los usuarios

Habiendo explicado los principales requerimientos técnicos del implante del disco intervertebral, ahora se describirán algunos requerimientos para el usuario:

- Como parte del dispositivo, se debe contar con las herramientas correctas para una sencilla colocación del implante, esto debido al poco espacio (8 mm) que se cuenta entre las vértebras.
- Portabilidad del equipo con el fin de poder realizar ensayos en lugares con condiciones ambientales normales, para evitar fallas de dispositivos electrónicos (cuentan con sus propias fichas técnicas).
- Control del dispositivo mediante una interfaz intuitiva con el fin de que cualquier interesado, mediante una breve guía de operación, pueda realizar un análisis de los parámetros (fuerza y desplazamientos) de acuerdo a su conveniencia. Con esta interfaz, se podrá controlar básicamente los desplazamientos del implante en cada uno de los planos.

3.1.3 Requerimientos del sistema mecatrónico

Este dispositivo será diseñado por medio de mecanismos simples, circuitos de control, sensores y actuadores que cumplan con los siguientes requerimientos:

3.1.3.1 Requerimientos electrónicos

- El sistema debe contar con limitadores de carrera para identificar los rangos de deformaciones admisibles del implante a usar.
- El sistema se abastecerá de energía eléctrica desde una toma de 220 VAC, sin embargo, el dispositivo contará con una fuente reguladora de 12 VDC.

- El sistema debe sensar constantemente el desplazamiento angular para que el usuario pueda confirmar el cumplimiento de los requerimientos del implante.
- El dispositivo deberá contar con componentes electrónicos que permitan controlar los actuadores, con la finalidad de que el usuario pueda variar independientemente tanto los desplazamientos angulares, así como la fuerza empleada para el ensayo del dispositivo.
- El sistema debe contar con señales visuales para el entendimiento del usuario, referente al estado en el que pueda estar el sistema (apagado, encendido, etc.).
- El sistema debe contar con sensores de proximidad y fuerza para un óptimo análisis de acuerdo a las mediciones obtenidas.

3.1.3.2 Requerimientos mecánicos

- El dispositivo pesará menos de 25kg, ya que es considerando la carga máxima permitida en manipulación de cargas para trabajadores sin entrenamiento. Esto con el fin de contar con un dispositivo portátil. Asimismo, deberá cumplir con las normas de seguridad necesarias y evitar contar con bordes filosos.¹
- El dispositivo debe ser de fácil mantenimiento, esto es, contar básicamente con un dispositivo cuyas piezas puedan ser reemplazadas sin dificultad alguna.
- Con el fin de contar con un dispositivo de larga duración, este deberá estar conformado principalmente por piezas de acero inoxidable, considerando la humedad que existe en algunas zonas de la costa del Perú.

3.1.3.3 Requerimientos de control

- El sistema debe contar con una interfaz de usuario intuitiva para su fácil entendimiento, así como la facilidad en accionar el dispositivo, esto es, brindando comodidad al usuario.

¹ Fuente:

http://www.mintra.gob.pe/archivos/file/SST/INTERES/guia_autodiagnostico_oficinas_virtual.pdf

Consultado el 02 de Agosto del 2015

- El sistema debe contar con LIFABASE (interfaz que permite la comunicación entre LabVIEW – Arduino)² de National Instruments.

En la Figura 3.1 se describe brevemente los principales procesos del sistema.

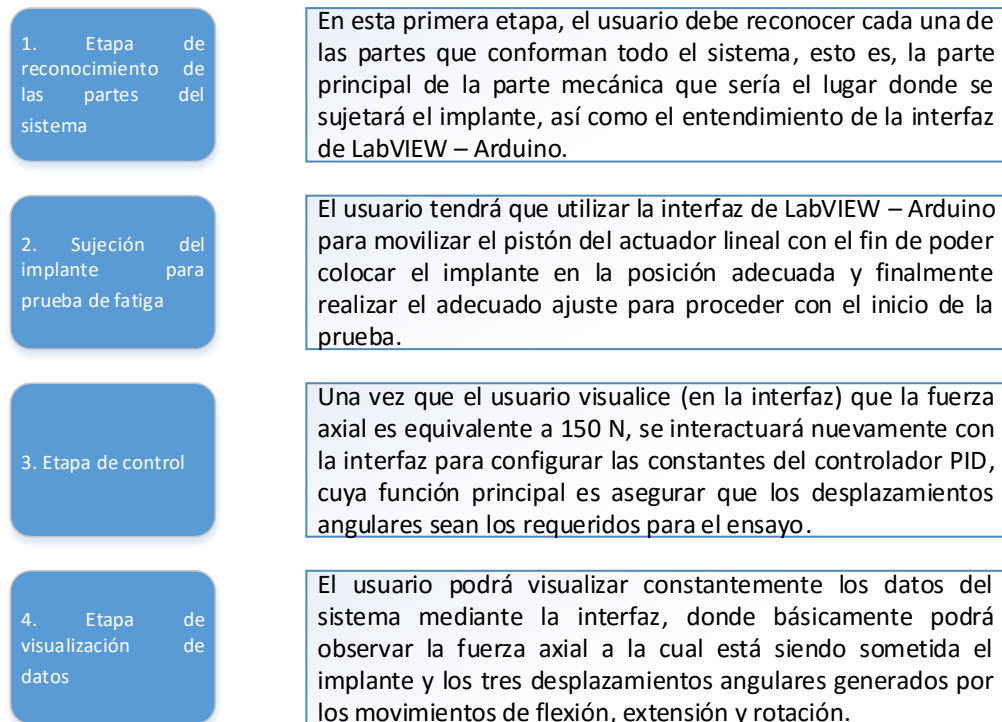


Figura 3.1: Principales procesos del sistema

3.2 Estructura de funciones

En el caso del dispositivo a diseñar, no se cuenta con una estructura de funciones tan compleja como se puede esperar de otros trabajos. Esto es, con el fin de realizar ensayos de fatiga, se deberá contar únicamente con las señales que mandará el usuario mediante la interfaz, además del correspondiente suministro eléctrico para accionar cada uno de los componentes. Mientras que las salidas más importantes del sistema serían las señales visuales obtenidas mediante la interfaz mencionada. Como se muestra en la Figura 3.2, la estructura de funciones básicamente está conformada por dos entradas y dos salidas.

² Fuente: <http://www.docfoc.com/06-labview-interface-for-arduino-lifa> Consultado el 02 de Agosto del 2015

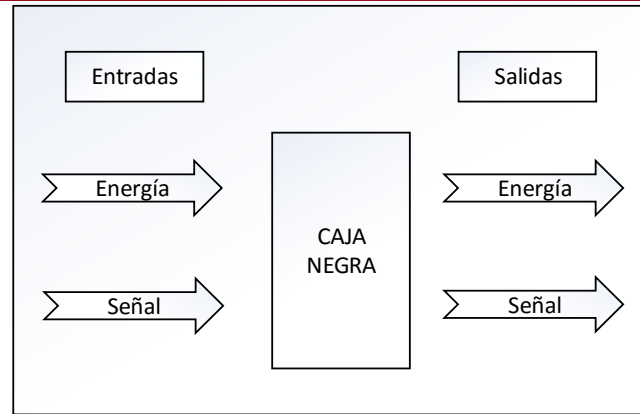


Figura 3.2: Estructura de funciones

Entradas:

Energía:

- Energía eléctrica para alimentar todos los componentes del sistema.
- Energía humana para la sujeción del implante
- Energía mecánica para accionar el actuador lineal y ejercer la fuerza de 150 N necesaria para iniciar la prueba.

Señal: el usuario deberá ingresar las adecuadas constantes del controlador PID con el fin de cumplir con los requerimientos de los predeterminados desplazamientos angulares.

Salidas:

Energía: energía mecánica generada por el movimiento de los actuadores y ruido por los motores.

Señal: desplazamientos angulares de cada movimiento (flexión/extensión, flexión lateral y rotación axial).

3.3 Matriz morfológica

En la Figura 3.3 se muestra la matriz morfológica planteada para el presente trabajo, esto es, considerando los requerimientos que debe cumplir el dispositivo para realizar los ensayos de fatiga sobre implantes. Es importante mencionar que en esta matriz, se muestran los principales elementos de todo el sistema, como por ejemplo, el principal mecanismo de transmisión, alternativas de suministro de energía, interfaz del usuario,

sensores, actuadores, etc. En la siguiente sección se evaluarán estas propuestas de solución para finalmente escoger la óptima para el dispositivo a diseñar.
















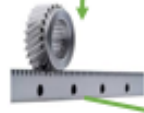










 DISEÑO DE UN EQUIPO PARA ENSAYO DE FATIGA DE IMPLANTES PARA DISCO INTERVERTEBRAL			
ELEMENTO	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3
ENERGÍA DEL SISTEMA	 BATERÍAS RECARGABLES	 CORRIENTE DIRECTA	 BATERÍA
PROCESAMIENTO DE INFORMACIÓN	 ARDUINO UNO	 PLC	 BEAGLEBONE BLACK
CONTROL	 CONTROLADOR PID	 REDES NEURONALES	
INTERFAZ	 PANTALLA LCD	 COMPUTADOR PORTÁTIL	 TELÉFONO MÓVIL
CONTROL DE POSICIÓN	 SENSOR ULTRASONIDO	 SENSOR INFRARROJO	 ENCODER
MECANISMO	 PIÑÓN - CREMALLERA	 LEVAS	 MECANISMO NEUMÁTICO
GENERACIÓN DE MOVIMIENTO	 ACTUADOR LINEAL	 SERVOMOTOR	 MOTOR CON REDUCCIÓN
GENERADOR DE FUERZA AXIAL	 ACTUADOR LINEAL	 SERVOMOTOR	 MOTOR CON REDUCCIÓN
SENSOR DE FUERZA	 SENSOR FSR	 SENSOR DE DOBLE RANGO	

Figura 3.3: Matriz morfológica

3.4 Propuestas de solución

Ante la necesidad de diseñar un dispositivo que permita realizar ensayos de fatigas sobre un determinado implante de disco intervertebral cervical, se establecen una serie de requerimientos que debemos satisfacer con el diseño a realizar. Para una mejor descripción, se fundamentarán las necesidades a cubrir considerando algunas características como: dimensiones, comportamiento, facilidad para manufacturar, etc. Adicionalmente, se realizará una evaluación de las alternativas propuestas.

3.4.1 Primera solución

Para la primera alternativa se propone utilizar un actuador neumático como el mecanismo principal encargado de realizar los movimientos de flexión y extensión, para que el usuario pueda visualizar la distancia exacta que recorrerá el correspondiente vástago, se propone utilizar un sensor infrarrojo sabiendo que es un componente preciso. Adicionalmente se necesitaría de un motor con reducción para realizar el ajuste de los 150 N como carga axial; la cual sería medida con un sensor de doble rango. Con el fin de lograr que el dispositivo sea usado en cualquier lugar, así sea donde no se cuente con suministro eléctrico, se propone utilizar baterías recargables, para alimentar al controlador PLC y a los demás componentes electrónicos. Se debe considerar que programar un PLC no es tan sencillo como programar un controlador PID; adicionalmente, se considera utilizar redes neuronales para realizar los movimientos ya mencionados, lo que hace aún más compleja dicha implementación.

En la Figura 3.4 se observa que el sistema consta principalmente de cuatro pistones con sus respectivas electroválvulas; el funcionamiento de este mecanismo se logra controlando, mediante un PLC, dos de las válvulas simultáneamente para poder realizar uno de los movimientos; y el otro par de válvulas para realizar el movimiento en el otro plano. Es claro que con un actuador neumático se puede alcanzar mayores fuerzas, además de ser práctico y su capacidad de amortiguar vibraciones; sin embargo, el costo del mismo y la disponibilidad de diámetros y carrera de vástagos son las principales limitantes que se encuentra con su uso.

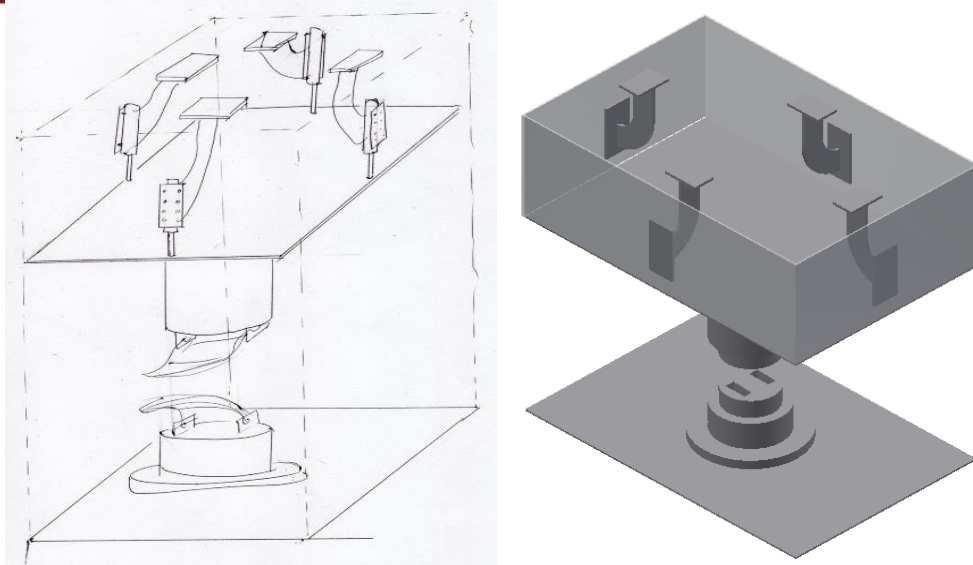


Figura 3.4: Propuesta de solución mediante actuador neumático. Izquierda: Bosquejo a mano. Derecha: Bosquejo en Software Inventor

3.4.2 Segunda solución

Como se puede observar en la Figura 3.5, este sistema está formado por dos mecanismos de piñón cremallera iguales pero en diferentes direcciones y niveles; esto con el fin de poder simular el movimiento correspondiente en cada plano. La viga vertical podrá desplazarse a través del agujero rectangular de cada plataforma, de modo que el movimiento de cada plataforma sea totalmente independiente del otro.

Para accionar cada uno de los piñones se propone usar motores con reducción, mientras que se utilizará un actuador lineal en la parte inferior para generar la fuerza axial que se necesita previamente para llegar a realizar el ensayo. Esta fuerza se medirá con un sensor FSR sabiendo de su fácil instalación en el sistema. Otra de las ventajas de utilizar este sistema es el hecho que se considera la corriente directa de 220 VAC, al cual se le tendrá que añadir un transformador para obtener 12 VDC, y así poder alimentar al actuador lineal.

También es importante mencionar que se requiere de un servomotor que se ubicará por encima del actuador lineal para realizar el movimiento de rotación. Los motores con reducción y servomotor serán controlados mediante un Arduino UNO ya que cuenta

con las entradas suficientes para llevar a cabo el trabajo; este controlador recibiría la señal de los sensores de ultrasonido (mediante una conversión se lograría mostrar el desplazamiento angular en relación a la distancia recorrida por cada una de las cremalleras) para poder enviar la adecuada señal para el giro de cada uno de los motores con reducción y servomotor. Adicionalmente, se propone utilizar un controlador PID con el fin de reducir el error cuando se accione el actuador lineal, esto porque el ajuste del implante debe ser lo más preciso posible considerando que el sistema propuesto debe poner a prueba las características de un implante.

Por último, se le brinda una interfaz mediante un computador portátil para que pueda visualizar tanto la fuerza (75 N) aplicada sobre el implante, los desplazamientos angulares generados por cada movimiento, así como las constantes configuradas para el controlador PID.

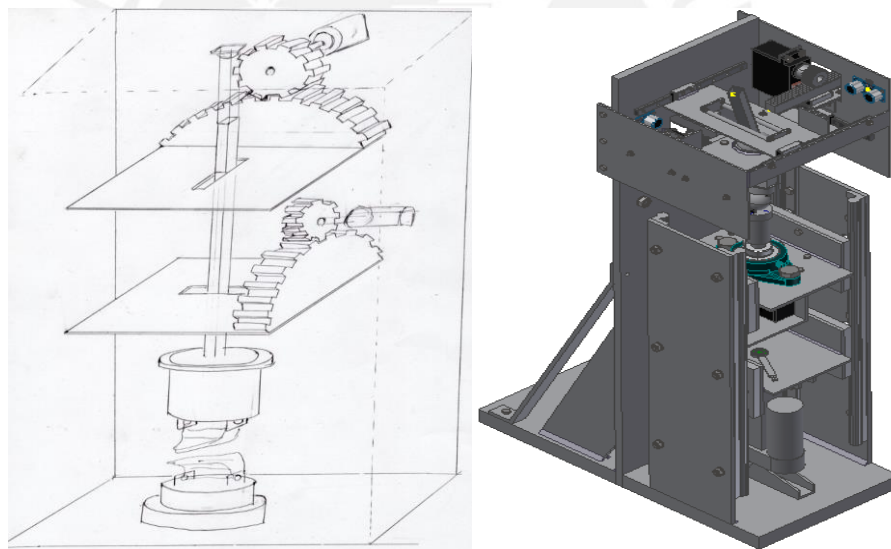


Figura 3.5: Propuesta de solución mediante mecanismo de piñón cremallera. Izquierda: Bosquejo a mano. Derecha: Bosquejo en Software Inventor

3.4.3 Tercera solución

La última propuesta para este dispositivo incluye un mecanismo que permite transformar un movimiento circular en un movimiento alternativo (importante en un ensayo de fatiga que se entiende que es repetitivo). Este mecanismo principal, mostrado en la Figura 3.6, contará con un par de levas para generar cada uno de los movimientos, lo que hace un total de seis levas. Con el fin de accionar el eje de cada

engranaje, se utilizaría un servomotor, además de un actuador lineal para generar la fuerza axial de presión para que el implante pueda ser puesto a prueba. El sensor de fuerza a utilizar sería el mismo que el considerado en la segunda propuesta, esto es, por su fácil instalación y su precisión en las mediciones. Como también es necesario realizar mediciones de los desplazamientos angulares, se propone utilizar encoders cuya resolución es suficiente para controlar el número de vueltas necesarias que generarán el desplazamiento angular en el implante.

Se puede presentar como una ventaja el hecho de utilizar baterías aunque el mismo no es considerado en el alcance del presupuesto de la tesis; solo sería suficiente de que el usuario cuente con este recurso de suministro eléctrico para realizar el ensayo en cualquier parte de condiciones ambientales normales (considerado para la zona costa del Perú). Se considera un controlador PID para cumplir con los requerimientos mencionados en el capítulo dos; estas señales de entrada serían leídas por un procesador BeagleBone Black, el cual mandará las señales para que los servomotores accionen a sus correspondientes ejes de las levas. Finalmente, considerando la capacidad del procesador BeagleBone Black de ser como una computadora, se puede contar con una aplicación para teléfonos móviles donde el usuario pueda observar las mediciones de cada uno de los sensores. Si bien esta solución presenta varias ventajas con respecto a las otras propuestas, una de las principales desventajas es su elevado costo de manufactura.

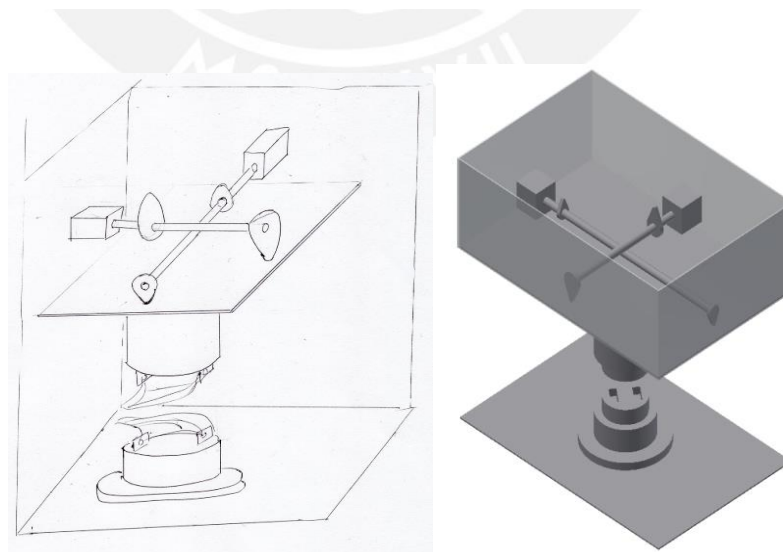


Figura 3.6: Propuesta de solución mediante mecanismo de levas. Izquierda: Bosquejo a mano. Derecha: Bosquejo en Software Inventor

3.5 Evaluación de propuestas

Se procederá a evaluar cada una de las propuestas para la óptima selección de los componentes a usar. En la evaluación se tomarán valores de 0 - 4. En la Tabla 3.3 se podrá observar la correspondiente evaluación. Cabe mencionar que para las tres alternativas, el material no sería un factor determinante en la elección final ya que las piezas mecánicas serían muy parecidas para todas; se considerará el acero inoxidable como el material principal ya que se desea que este dispositivo también sea utilizado en zonas con humedad.

Tabla 3.3: Evaluación de las alternativas de solución

Criterio	Importancia	Primera Solución	Segunda Solución	Tercera Solución
Seguridad	20%	2	3	2
Funcionalidad	20%	3	3	3
Costo	15%	1	2	2
Vibraciones	10%	2	2	2
Manufacturabilidad	10%	4	3	2
Durabilidad	10%	2	2	2
Complejidad montaje	5%	3	2	2
Peso	5%	1	2	3
Tamaño	5%	1	2	2
	100%	73%	83%	75%

De acuerdo a los resultados presentados en la Tabla 3.3, se escoge la segunda propuesta como la óptima solución.

3.6 Concepto óptimo

En la Figura 3.7 se muestra el diseño final de la solución escogida, el cual cuenta con la suficiente rigidez para poder llevar a cabo el correspondiente ensayo de fatiga.

En este capítulo se describieron los requerimientos principales que un implante disco intervertebral. A su vez, se presentaron las propuestas de solución de acuerdo a los requerimientos y antecedentes explicados en los capítulos anteriores. Una vez definidas las tres propuestas de solución, se realizó una evaluación de las mismas con criterios como la funcionalidad, manufacturabilidad, durabilidad, complejidad en el montaje, etc. y finalmente se presentó la propuesta conceptual, así como sus características y algunas consideraciones a tomar en cuenta.

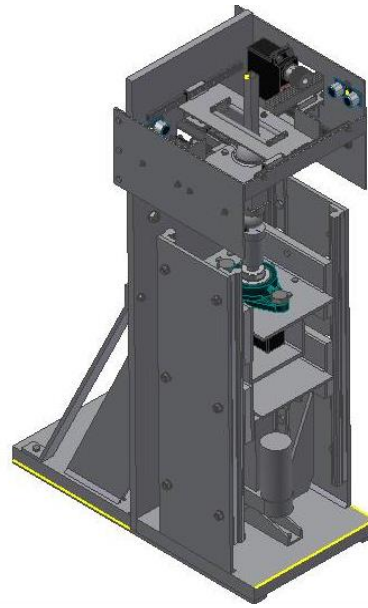


Figura 3.7: Concepto óptimo para el diseño del dispositivo

En el siguiente capítulo se describirán los componentes usados en el sistema como por ejemplo, los controladores, motores con reducción, servomotor, entre otros; asimismo se explicarán los cálculos necesarios para la selección de cada una de las piezas mecánicas (planchas, engranajes, barras, etc.) considerando principalmente la rigidez del sistema.

CAPITULO 4

CÁLCULOS Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

En la Figura 4.1 se presenta el diseño final del dispositivo para un mejor entendimiento de los cálculos y selección de los principales componentes del sistema,

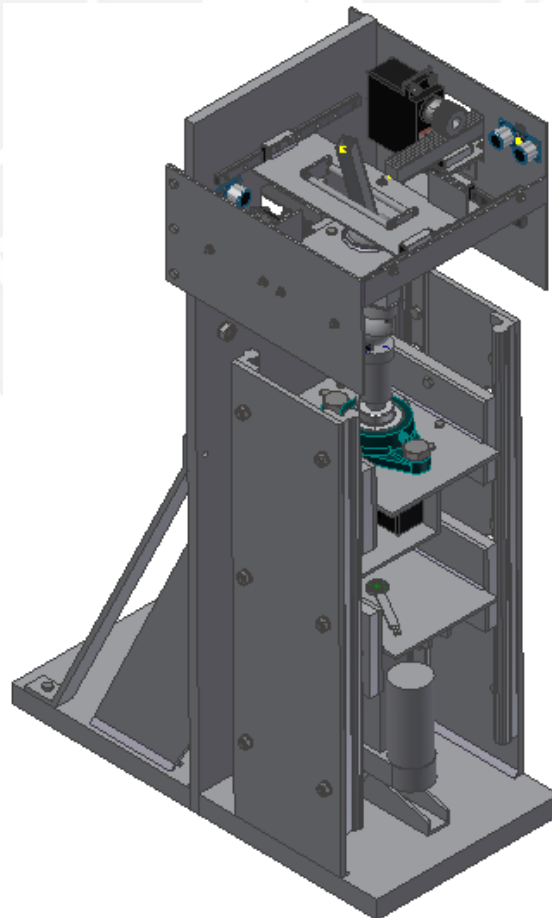


Figura 4.1: Diseño final del dispositivo

4.1 Cálculos mecánicos

Considerar que para un mejor entendimiento de los cálculos, en el presente capítulo se presentará esquemas (cuando sea necesario), fórmulas usadas, datos importantes y se concluirá con resultados; mientras que el detalle de los cálculos se mostrará en el Anexo C.

4.1.1 Análisis para selección de servomotor y motores con reducción

El sistema mecatrónico cuenta con un servomotor y dos motores con reducción responsables de llevar a cabo los tres movimientos que se necesitan para verificar el buen funcionamiento de un implante de disco intervertebral. Por efectos de cálculo para la selección del adecuado servomotor, se considerará la fuerza de presión de 150 N como 15 kg. Se utiliza un motor, para el actuador lineal, de 0.13 s/60° de respuesta, 6 VDC de alimentación y diámetro “D” del engranaje a ir acoplado. Mediante la conversión a partir del tiempo de respuesta, se obtiene 76.92 RPM y consecuentemente, 61.93 rad/s² como aceleración angular ($\ddot{\theta}$) que se logra con este motor.

En la ecuación (4.1) se muestra la ecuación para cálculo de la inercia, considerando la masa “M” de 15 kg que representa la fuerza de compresión usada en los ensayos de estos implantes.

$$I = \frac{1}{8} * M * D^2 \quad (4.1)$$

$$T = I * \ddot{\theta} \quad (4.2)$$

De las ecuaciones (4.1) y (4.2) se obtiene el torque “T” necesario en función del diámetro “D”. Así, se obtiene un torque $T = 116.12 D^2$ N. m.

Por otro lado, se muestra el torque que genera un motor de 16,3 kg.cm (6V), que es el que escogeremos en un inicio:

$$T' = 16,3 \text{ kg.cm} * \frac{9.81 \text{ N}}{1 \text{ kg}} * \frac{1 \text{ m}}{100 \text{ cm}} = 1,6 \text{ N.m} \text{ (Se considera gravedad: } 9.81 \text{ m/s}^2\text{)}$$

Comparando los torques obtenemos el diámetro que debe tener el engranaje:

$$T' > T$$
$$1.6 \text{ N.m} > 116.12 D^2 \text{ N.m}$$
$$117 \text{ mm} > D$$

Finalmente, para asegurar el movimiento, se debe cumplir que el torque del motor sea mayor que el torque en función del diámetro, por lo que se concluye que es suficiente contar con un diámetro de 117 mm o menor. No obstante, se sabe que mientras más pequeño sea el diámetro del engranaje, menos torque requerirá por lo que se usará engranajes de 25 mm de diámetro, que equivale a darle trabajar con un factor de seguridad de aproximadamente 4.

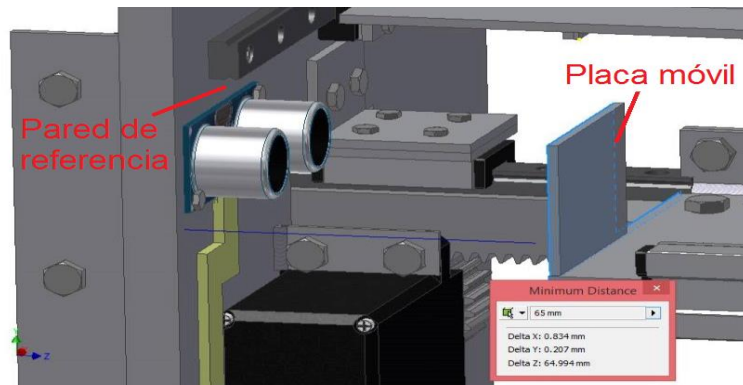
El cálculo descrito es para el servomotor, este mismo cálculo es utilizado para la selección de los motores con reducción ya que su función será únicamente de desplazar la cremallera una vez que se cuente con la fuerza axial de 150 N.

A continuación, se muestra el cálculo de la cantidad de vueltas que requiere cada engranaje, para llegar a lograr los ángulos de giro.

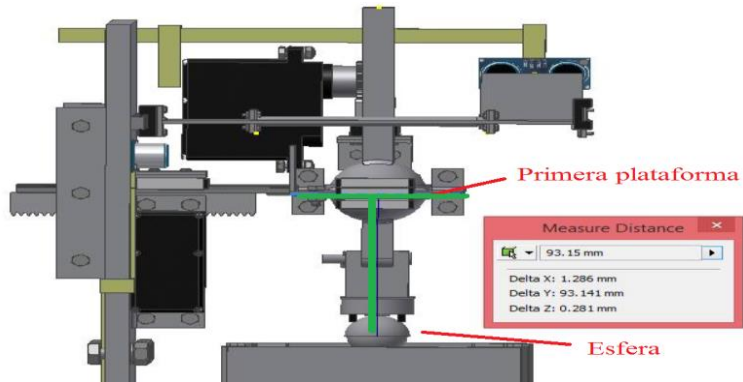
4.1.2 Cálculo de vueltas para servomotor y motores con reducción

En primer lugar, se debe considerar que el servomotor generará el movimiento de torsión y los movimientos de flexión y extensión serán generados mediante los motores con reducción. Además, se debe considerar que según las hojas de datos del Mobi-C y la Norma ISO 18192-1, este debe girar 7.5 grados en el eje Y tanto por la derecha como por la izquierda. [31]

La Figura 4.2 (a) muestra la placa móvil (en la posición inicial, es decir, sin que se genere movimiento alguno) que se moverá cuando se accione el primer motor con reducción; en esta Figura se muestra que la distancia entre la pared de referencia y la pared móvil es de 65 mm (representando los 0° de la posición inicial como se muestra en la Figura 4.3), así como la distancia vertical de 93.15 mm (ver Figura 4.2 (b)) entre esta primera plataforma y la esfera que representa al implante que se utilizará en el ensayo.



(a)



(b)

Figura 4.2: Referencia de ubicación de la pared de referencia y placa móvil para el primer motor en la posición inicial. (a): Distancia. (b): Ángulo

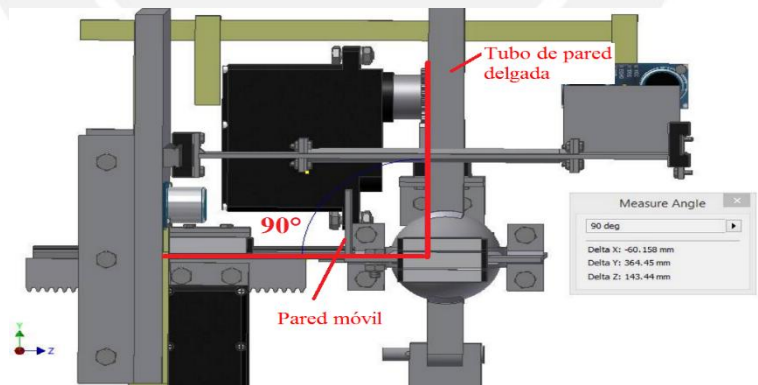
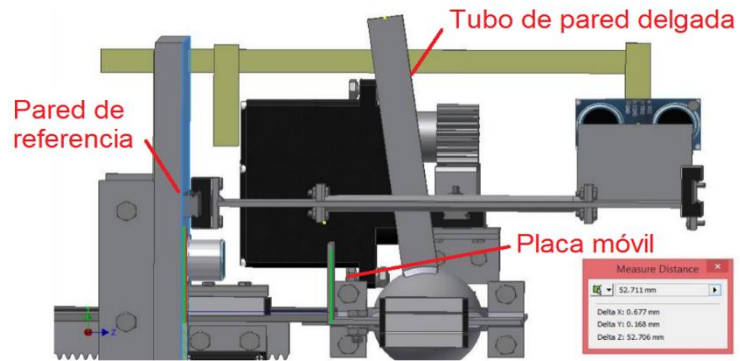
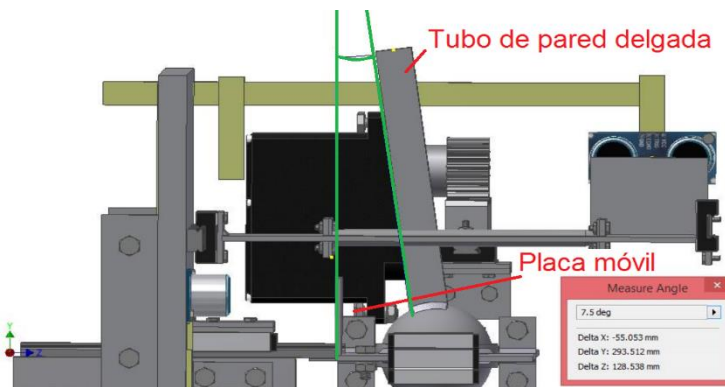


Figura 4.3: Referencia de 0° de la pared móvil con respecto al tubo de pared delgada

En la Figura 4.4 (a) se muestra la separación de 52.71 mm entre la pared de referencia y la placa móvil cuando esta última se encuentra a 7.5° hacia el lado izquierdo (ver Figura 4.4 (b) para una mejor referencia) del tubo de pared delgada para el movimiento de flexión.



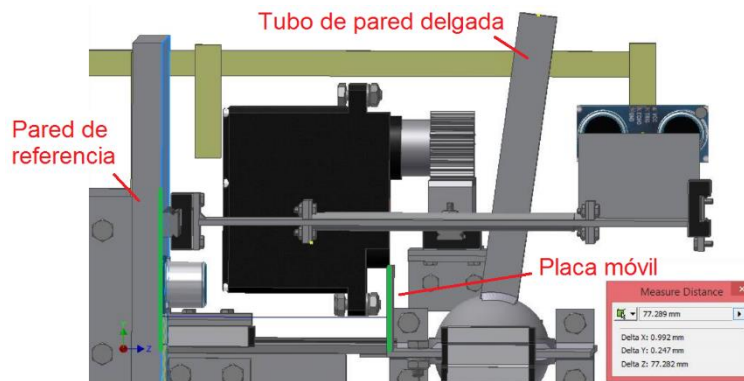
(a)



(b)

Figura 4.4: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el primer motor en la primera posición extrema (7.5° hacia la izquierda). (a): Distancia. (b): Ángulo

Mientras que en la Figura 4.5 se muestra la separación de 77.28 mm de la placa móvil con respecto a la pared de referencia; asimismo el ángulo de 7.5° hacia la derecha con respecto al tubo de pared delgada.



(a)

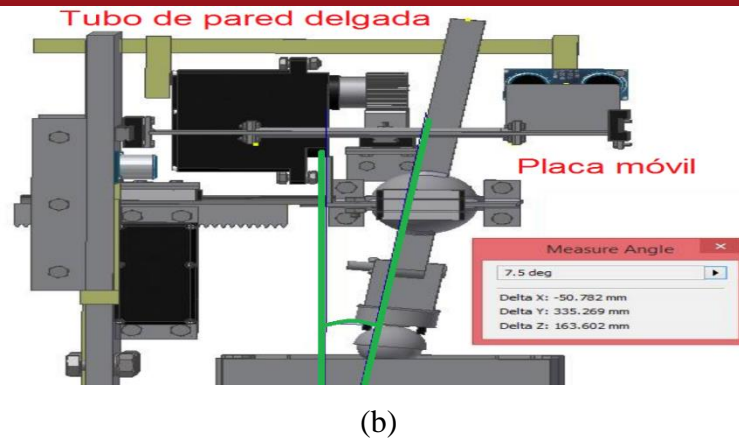
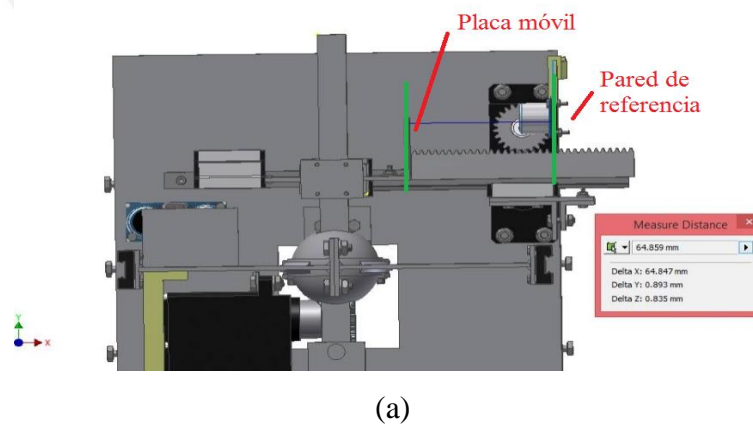
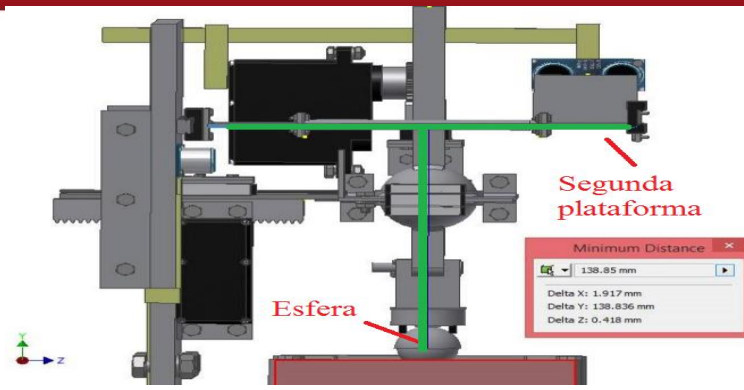


Figura 4.5: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el primer motor en la segunda posición extrema (7.5° hacia la derecha). (a): Distancia. (b): Ángulo

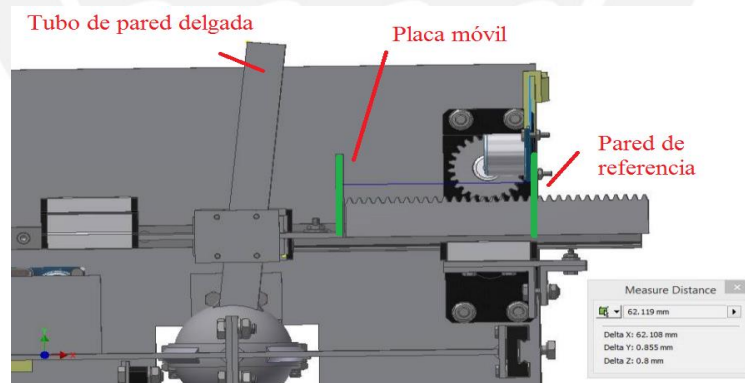
Ahora, en la Figura 4.6, Figura 4.7 y Figura 4.8 se muestra la posición inicial, distancias y ángulos correspondientes para el segundo motor con reducción (plataforma superior) con el cual se realizarán los movimientos de flexión lateral. Considerar que de acuerdo a los requerimientos, el ángulo para este movimiento de flexión lateral es de 6°.



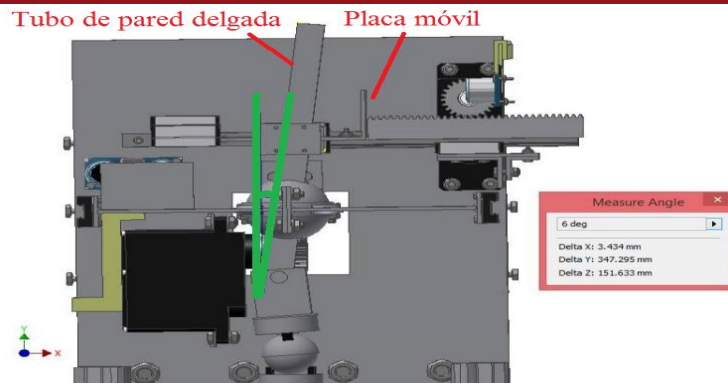


(b)

Figura 4.6: Referencia de ubicación de la pared de referencia y placa móvil para el segundo motor en la posición inicial. (a): Distancia. (b): Ángulo

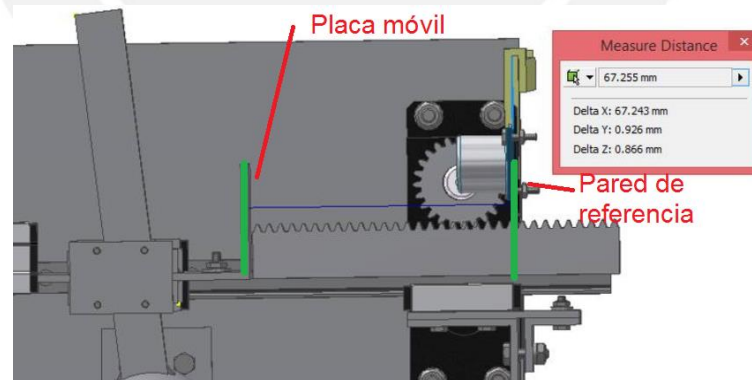


(a)



(b)

Figura 4.7: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el segundo motor en la primera posición extrema (6° hacia adelante). (a): Distancia. (b): Ángulo



(a)

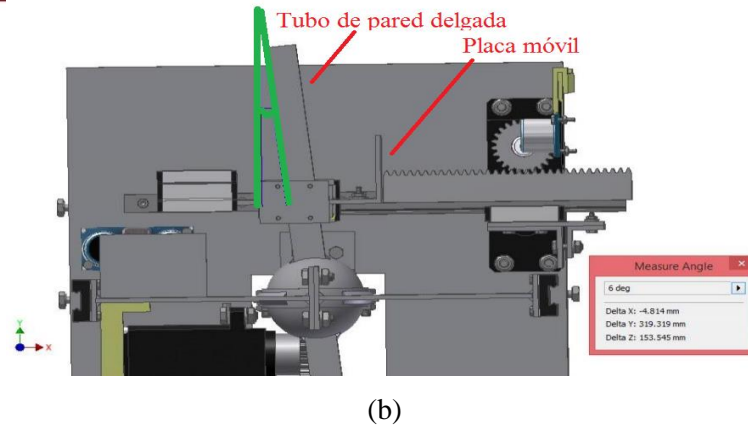


Figura 4.8: Referencia de ubicación de la pared y placa móvil para el segundo motor en la segunda posición extrema (6° hacia atrás). (a): Distancia. (b): Ángulo

En la Figura 4.9 se muestra la representación de un engranaje de diámetro “D” de 25 mm, donde se obtiene la ecuación (4.4)

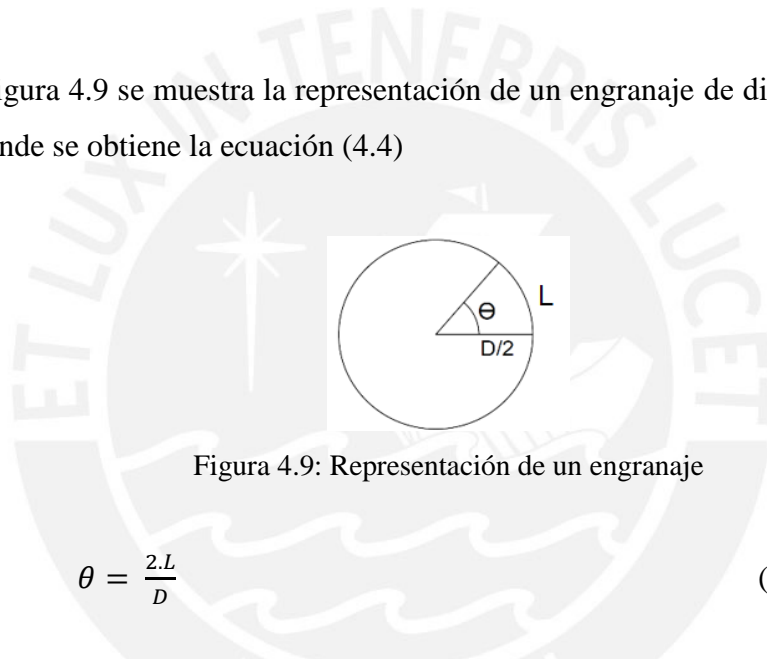


Figura 4.9: Representación de un engranaje

$$\theta = \frac{2L}{D} \tag{4.4}$$

Donde la variable “L” es la distancia recorrida por la placa móvil, esto es, la diferencia correspondiente entre la posición inicial y las posiciones extremas para cada motor con reducción.

En el caso de la primera plataforma (primer motor con reducción), se tiene que la placa móvil está a una distancia (en su posición inicial) de 65 mm, la primera posición extrema a 52.71 mm y la segunda a 77.28 mm; todas con respecto a la pared de referencia. Por lo tanto, para realizar el movimiento de flexión se tendrá que realizar un giro de $\theta = \frac{2 \cdot (65 - 52.71)}{25} = 0.98 \text{ rad} \equiv 56.36^\circ$; mientras que para el movimiento de extensión, se calcula el mismo ángulo pero en el sentido opuesto. Asimismo, de la Figura 4.6, Figura 4.7 y Figura 4.8, se observa que la posición inicial se encuentra a

64.86 mm, la primera posición extrema a 64.86 y la segunda a 67.25 mm con respecto a su correspondiente pared de referencia; y se obtiene un giro de $\theta = \frac{2*(64.86-62.2)}{25} = 0.21 \text{ rad} \equiv 12.19^\circ$, simétrico al igual que el primero.

En el último caso para el servomotor (Figura 4.10) se debe realizar giros de 4° en sentido horario y sentido anti horario sobre el implante. Debido a que la razón de transmisión entre los engranajes es igual a 1 y se transmite el movimiento directamente al implante, el giro necesario en el servomotor sería igualmente 4° .

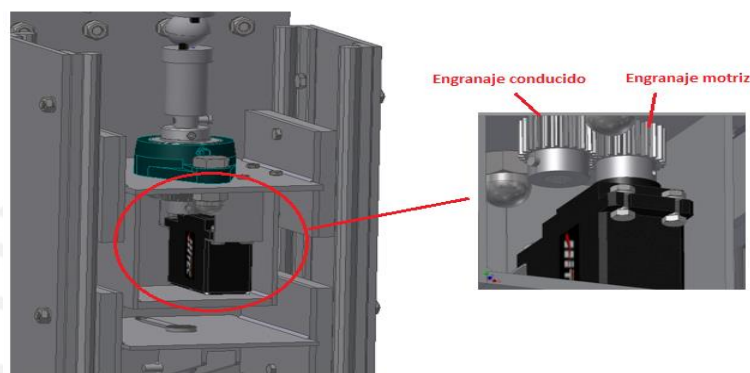
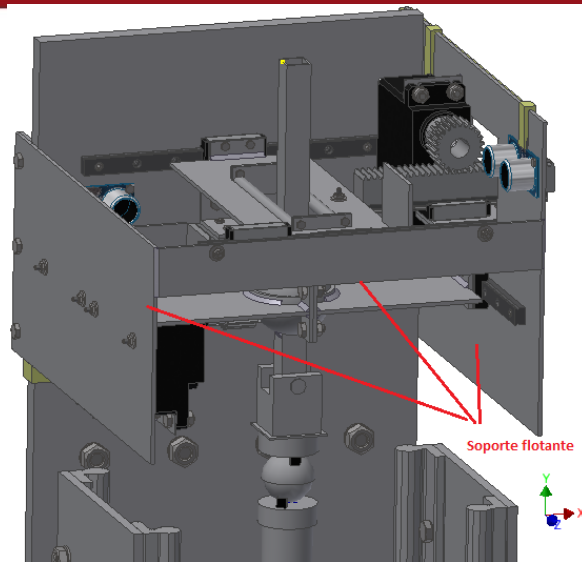


Figura 4.10: Referencia ubicación de engranajes motriz y conducido

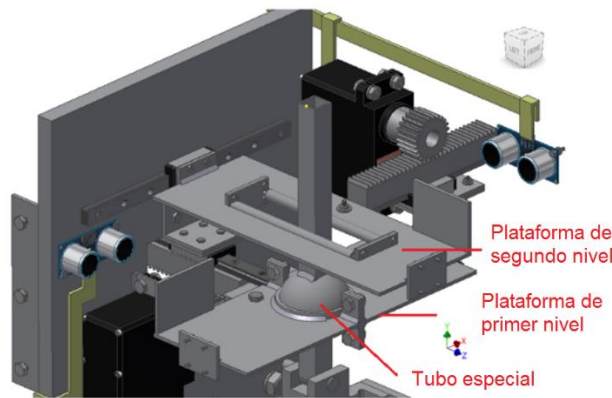
Finalmente, se concluye que los engranajes de los motores con reducción y servomotor, no girarán más de 1 vuelta debido a los pequeños giros que se le aplican a un implante para poder ser certificado por la FDA.

4.1.3 Análisis de la plataforma del primer nivel

En la Figura 4.11 (a) se tiene parte de la estructura, sin embargo, para un mejor entendimiento se retira el soporte flotante compuesto por 3 planchas de acero; así, en la Figura 4.11 (b) se observa el mecanismo interno el cual está compuesto por 2 niveles, una plataforma por cada uno.



(a)



(b)

Figura 4.11: Referencia de ubicación de la primera plataforma

El análisis se enfocará en la plataforma del primer nivel debido a que toda la fuerza será transmitida a esta mediante el tubo especial. Así mismo, se muestra que la plataforma del primer nivel está conformada por dos partes unidas mediante tornillos. Esta plataforma finalmente es la que estará en contacto directo con el tubo especial.

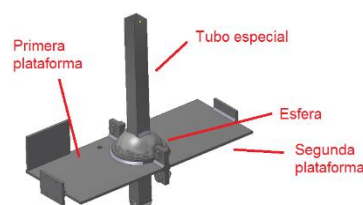


Figura 4.12: Plataforma del primer nivel

Debido a que la forma de la plataforma (pieza con dos empotramientos y dos extremos libres) no es conocida para llevarla a un cálculo matemático, se optó por hacer una simulación en inventor con una fuerza de 1000N aplicada en la parte inferior del tubo especial, sabiendo que este a su vez reparte dicha fuerza en la zona de la plataforma que entra en contacto con la esfera (ver Figura 4.12). En la Figura 4.13 se muestra la simulación y resultados obtenidos para una fuerza aplicada de 1000N.

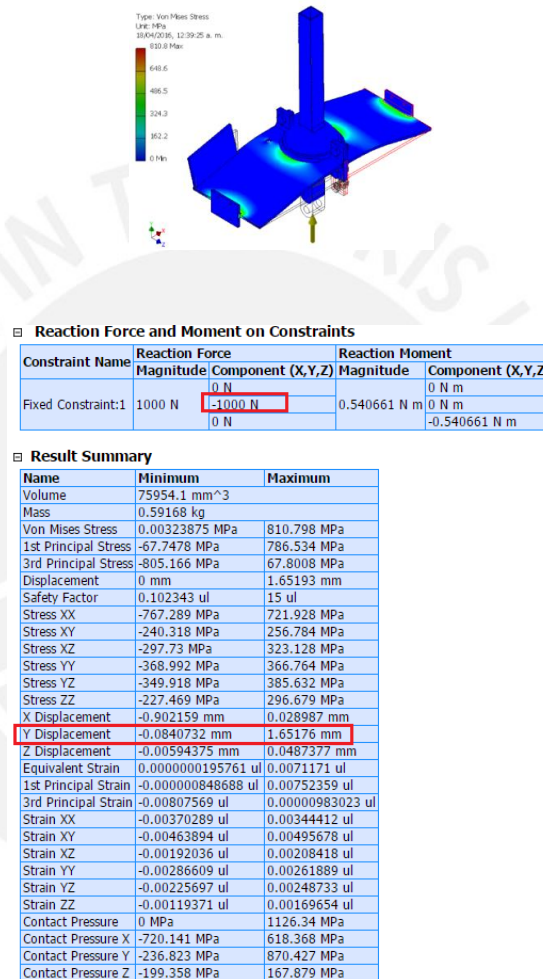


Figura 4.13: Simulación y resultados de simulación de elementos finitos de plataforma de primer nivel

Se puede observar que la deformación máxima para la fuerza aplicada es de 1.65mm, y según la Figura 4.13 no hay zonas en rojo; es decir, no hay zonas que representen estados críticos. Por lo que una deformación de 1.65 mm se puede considerar como admisible para que no falle cuando se le aplica una carga de 1000 N.

4.1.4 Análisis de deflexión de la pared

Con el fin de analizar la deflexión de la pared, también se optó hacerlo mediante simulación por elementos finitos ya que se considera que con la ayuda de este software podemos tener resultados más certeros que realizándolos mediante cálculos matemáticos. Además que se puede explicar mejor el comportamiento de la pared mediante una Figura. Así, en la Figura 4.14 se muestra la mencionada simulación de la pared de la estructura que tenderá a deformarse debido a la fuerza transmitida.

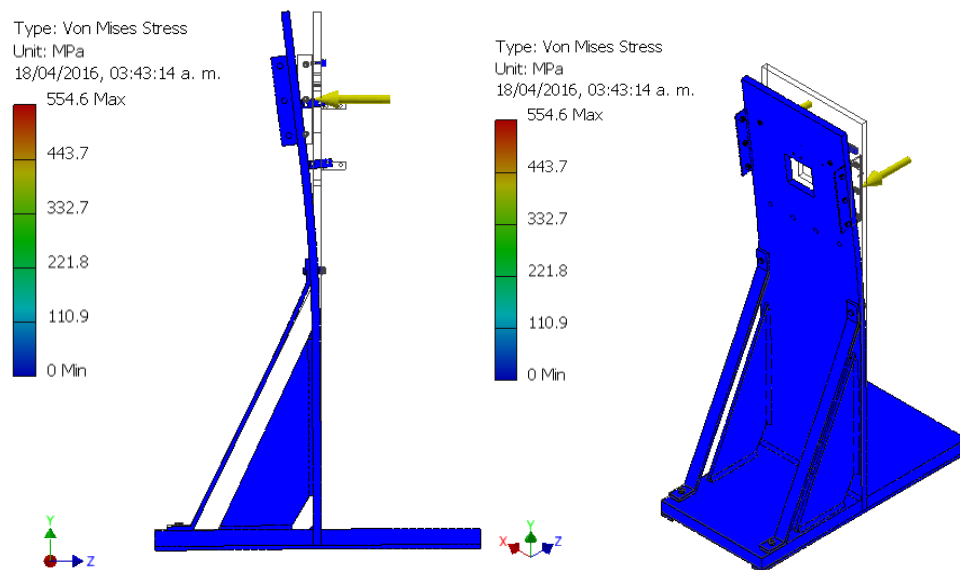


Figura 4.14: Simulación por elementos finitos de la pared de la estructura

Es importante mencionar que los 2 nervios colocados (ver Figura 4.15) en la parte trasera de la pared ayudan a que no se genere tanta deformación.



Figura 4.15: Ubicación de los nervios de la estructura

Finalmente, en la simulación se aplicó una fuerza de 1000 N (como se muestra en la Figura 4.14) y ya que esta Figura muestra todo el elemento en color azul, se concluye

que dicha fuerza de 1000 N no generará deformaciones críticas en ninguna zona del elemento mencionado.

Asimismo, en la Figura 4.16 se muestra los resultados de la respectiva simulación donde se observa que la deformación máxima es de 0.20 mm.

▣ **Reaction Force and Moment on Constraints**

Constraint Name	Reaction Force		Reaction Moment	
	Magnitude	Component (X,Y,Z)	Magnitude	Component (X,Y,Z)
Fixed Constraint:1	500 N	0 N	275.738 N m	275.738 N m
		0 N		0 N m
		500 N		0 N m

▣ **Result Summary**

Name	Minimum	Maximum
Volume	3251410 mm ³	
Mass	25.4322 kg	
Von Mises Stress	0 MPa	554.565 MPa
1st Principal Stress	-56.9277 MPa	343.856 MPa
3rd Principal Stress	-371.447 MPa	53.2775 MPa
Displacement	0 mm	1.93094 mm
Safety Factor	0.373266 ul	15 ul
Stress XX	-101.907 MPa	100.119 MPa
Stress XY	-272.389 MPa	270.839 MPa
Stress XZ	-314.842 MPa	264.593 MPa
Stress YY	-142.639 MPa	151.87 MPa
Stress YZ	-175.905 MPa	184.73 MPa
Stress ZZ	-177.25 MPa	168.95 MPa
X Displacement	-0.0217582 mm	0.0217357 mm
Y Displacement	-0.147391 mm	0.209341 mm
Z Displacement	-1.93068 mm	0.00754608 mm
Equivalent Strain	0 ul	0.00214645 ul
1st Principal Strain	-0.00000124459 ul	0.00185483 ul
3rd Principal Strain	-0.00198682 ul	0.0000207616 ul
Strain XX	-0.000387188 ul	0.000280177 ul
Strain XY	-0.00157862 ul	0.00156964 ul
Strain XZ	-0.00182465 ul	0.00153344 ul
Strain YY	-0.00080857 ul	0.00166564 ul
Strain YZ	-0.00101945 ul	0.00107059 ul
Strain ZZ	-0.00087859 ul	0.000817518 ul
Contact Pressure	0 MPa	941.331 MPa
Contact Pressure X	-161.182 MPa	139.142 MPa
Contact Pressure Y	-713.37 MPa	696.678 MPa
Contact Pressure Z	-885.402 MPa	927.898 MPa

Figura 4.16: Resultados de la simulación por elementos finitos de la pared de la estructura

4.1.5 Análisis de tornillos

Conociendo inicialmente la relación, mostrada en la ecuación (4.6) [31], entre el esfuerzo cortante y esfuerzo de fluencia; además de que en este sistema solo se cuenta con tornillos en corte y no en tracción verticalmente, estos se analizan con la ecuación (4.7). Por lo tanto, además de trabajar solo en corte y ser acero fundido se considera que el esfuerzo cortante admisible es $0.8 * \sigma_{F(\sigma_{0,2})}$, dato extraído de la tabla 1.5 de Resistencia de materiales 2. [31]

$$\tau_{adm} = \frac{\sigma_F(\sigma_{0,2})}{FS} \tag{4.6}$$

$$A = \frac{V}{\tau_{adm}} = \frac{V * FS}{\sigma_F(\sigma_{0,2})} \tag{4.7}$$

Por otro lado, se considera un esfuerzo de fluencia de 640 N / mm² según la norma ISO 898 (Figura 4.17).

Clase de resistencia		3.0	4.0	4.0	5.0	5.0	6.0	8.0		10.9	12.9	
Propiedades												
Resistencia a la Tracción R_m in N/mm ²	Valor nominal	300	400		500		600	800	890	1000	1200	
	min.	330	400	420	500	520	600	800	830	1040	1220	
Dureza Vickers ² HV F _{±98 N}	min.	95	120	130	155	160	190	230	255	310	372	
	max.	220						250	300	336	382	434
Dureza Brinell ² HB F=30 D ²	min.	90	114	124	147	152	181	219	242	295	353	
	max.	209					238	285	319	363	412	
Dureza Rockwell ² HR	min.	HRB	52	67	71	79	82	89	—	—	—	—
		HRC	—	—	—	—	—	—	20	23	31	38
	max.	HRB	95					99	—	—	—	—
		HRC	—						30	34	39	44
Dureza Superficial HV 0.3 max.		—						320	356	402	454	
Límite de Fluencia R_{eL} in N/mm ²	Valor nominal	180	240	320	300	400	480	—	—	—	—	
	min.	190	240	340	300	420	480	—	—	—	—	
0,2% Límite de Fluencia $R_{p0.2}$ in N/mm ²	Valor nominal	—						640	640	900	1000	
	min.	—						640	660	940	1100	
Tensión de prueba	$\frac{S_0 \cdot R_{eL}}{d \cdot R_{p0.2}}$	0,94	0,94	0,91	0,94	0,91	0,91	0,91	0,91	0,88	0,88	
		180	225	310	280	380	440	580	600	830	970	
	N/mm ²											
Deformación a la rotura en % min.		25	22	14	20	10	8	12	12	9	8	
Resist. a la entalladura Joules		—			25	—		30	30	20	15	

¹ Para tornillos de construcción a partir de M12
² Valor determinado según ISO/TC 17/SC 6 N 357 (Ver DIN 50150).
³ En los casos, donde el límite de Fluencia R_{eL} no se puede determinar, vale el límite de fluencia de deformación 0,2%.

Figura 4.17: Resistencia de tornillos según Norma ISO 898. [32]

Entonces se obtiene,

$$A = \frac{V * FS}{640}$$

En la Figura 4.18 se muestra las zonas donde se analizará, es importante mencionar que estas se consideran las zonas más críticas porque los elementos que unen (soporte flotante y nervios) tienen cargas presentes sobre ellos.

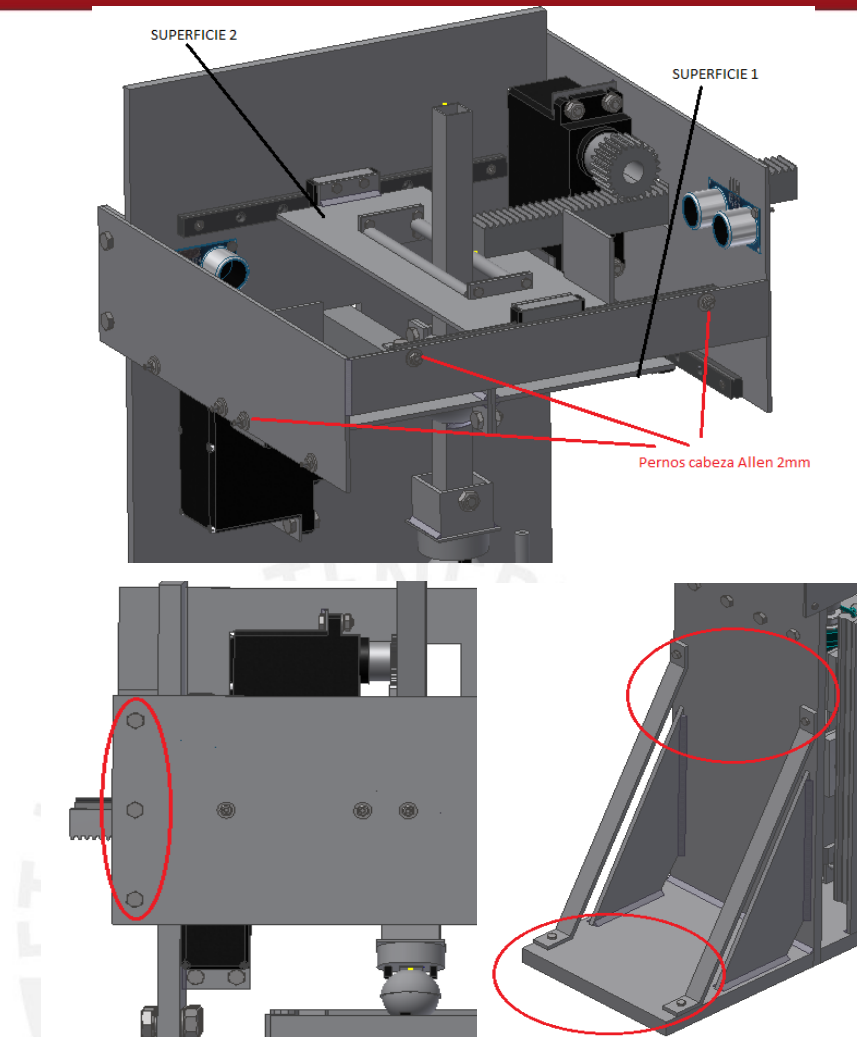


Figura 4.18: Ubicación de pernos

En el caso particular del soporte flotante (ver Figura 4.18) se usa pernos con cabeza Allen de 2 mm diámetro y 10 mm de longitud debido a que los carriles para bancos deslizantes usados son de 5.5 mm de espesor, añadiendo el ancho de que las planchas de acero harán que se requiera de una longitud de 10 mm. De forma similar sucede con los bancos deslizantes con agujeros de 2 mm, en tal caso se usará pernos de 2 mm de diámetro, y dependiendo del grosor del acople, que en nuestro caso es 2 mm, se definirá la longitud; para el sistema se usará uno de 5mm. Se usarán pernos de 2 mm debido que en esos puntos los esfuerzos producidos no son críticos.

Finalmente, se debe considerar que no se requiere de un análisis exhaustivo debido a que todos los componentes pesan muy poco, siendo el servomotor de 50 gramos, el más pesado.

4.1.6 Análisis del pasador

En la Figura 4.19, se muestra la ubicación del pasador que se fija a la pieza especial.

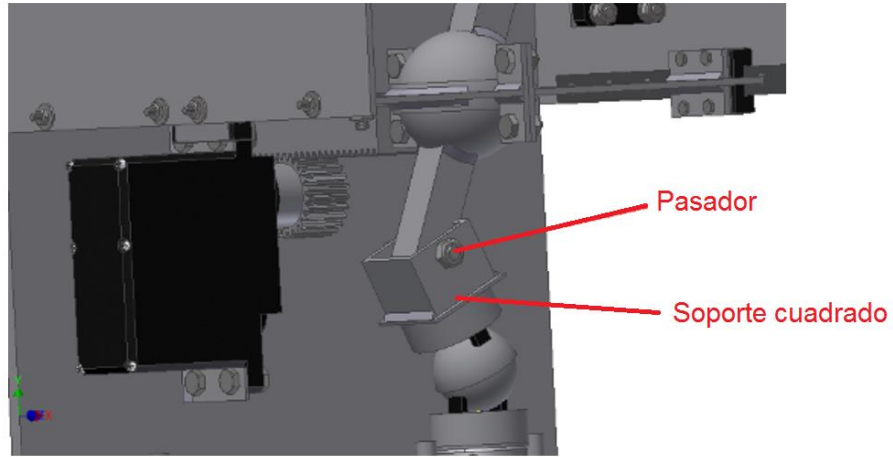


Figura 4.19: Ubicación del pasador que se fija a la pieza especial

A continuación, se hace el análisis de fuerzas y momentos.

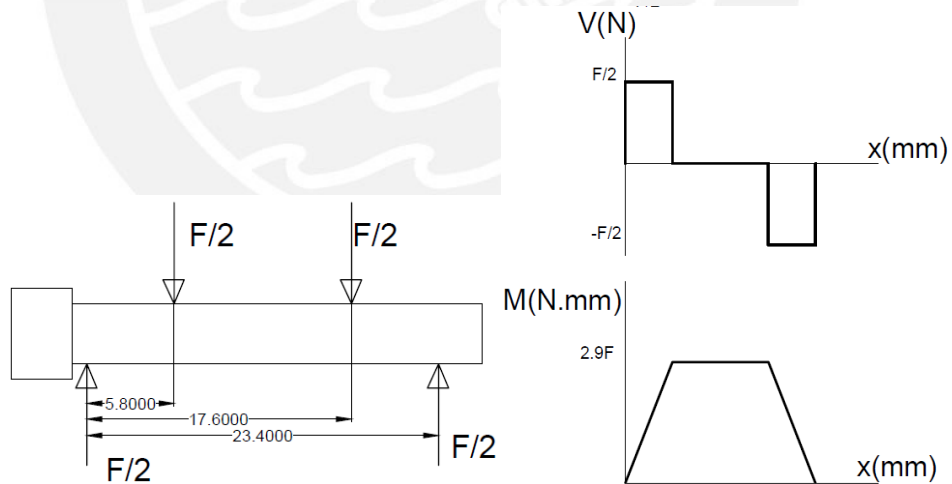


Figura 4.20: Diagrama de fuerzas del pasador

En la Figura 4.20 se muestra el análisis de fuerza cortante y momento flector del pasador.

Para el análisis se usará la teoría de Tresca:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_x^2 + 4\tau_{xy}^2} \quad (4.8)$$

De la ecuación (4.8) que representa el esfuerzo equivalente, se considera $\sigma_x = \sigma_c$ y

$$\tau_{xy} = \tau_c,$$

Asimismo, σ_c se deduce a partir de:

$$\sigma_{ft} = \sigma_{fc} = \frac{Mf * c_{\text{máx}}}{I_x} = \frac{2.9F * \frac{D}{2}}{\frac{\pi}{4} * (R^4)}$$

$$\sigma_c = \sigma_t = \sigma_f + \sigma_n = \frac{11.6 * F * D}{\pi * (R^4)}, \text{ esto es, considerando } \sigma_n = 0$$

D: diámetro del pasador

R: radio del pasador

Por otro lado, τ_c es calculado mediante la ecuación (4.9)

$$\tau_c = \frac{2 * F}{\pi D^2} \quad (4.9)$$

Debido a que el dispositivo debe trabajar con una carga de 75 N, factor de seguridad 3 para evitar rotura; se prueban valores con la finalidad de obtener uno que satisfaga la inecuación (4.10).

$$6944.44 \geq \left(\frac{1108.28}{R^3}\right)^2 + 4\left(\frac{23.88}{R^2}\right)^2 \quad (4.10)$$

Se concluye que con un radio de 3 mm se logra cumplir la desigualdad, con lo cual se concluye que no existirán fallas escogiendo ese valor. Este tipo de pasador de acero ASTM A36 de 6 mm de diámetro también será usado en la base y en la parte superior del soporte del actuador lineal (Figura 4.21), asegurando su buen funcionamiento.

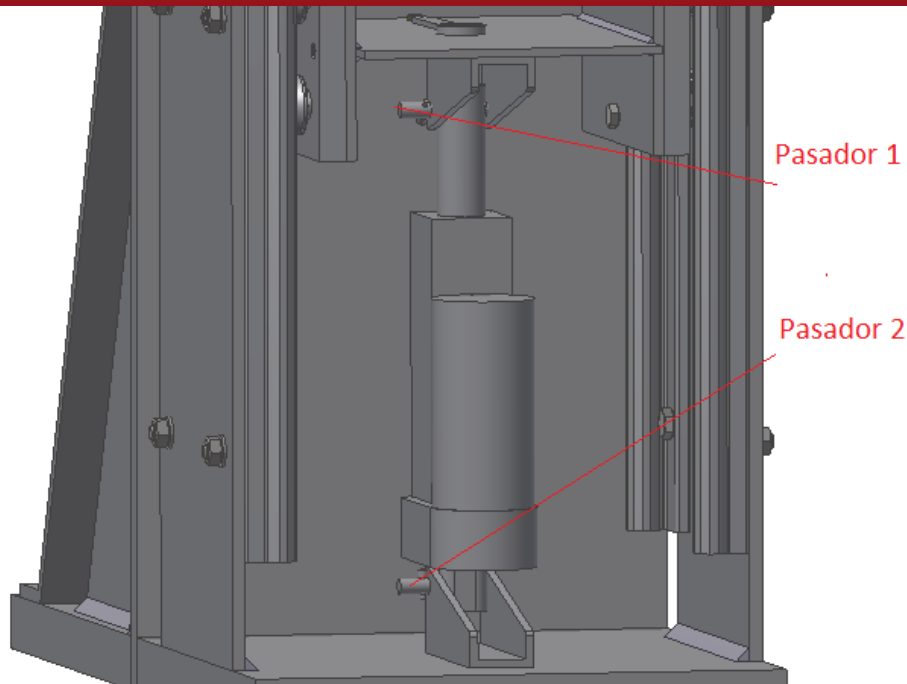


Figura 4.21: Ubicación de pasadores para el actuador lineal

Adicionalmente a lo calculado, es importante realizar el análisis de aplastamiento ya que el pasador mostrado en la Figura 4.19 crea esfuerzos en la superficie de contacto del soporte cuadrado también mostrado en la Figura.

Así se tiene, que el esfuerzo de aplastamiento (τ) se calcula mediante (obtenido de la Guía de Resistencia de Materiales) [31]:

$$\tau = \frac{F}{A}$$

Donde “F” es la fuerza axial de 1000 N que se aplica en el área de contacto “A”. Considerando el pasador de longitud 30 mm (debido a que tiene que ser más largo para cubrir los 25.4 mm del soporte cuadrado) y de 6 mm de diámetro, se tiene que área de contacto es:

$$A = L \cdot \pi \cdot D$$

$$A = 30 \cdot \pi \cdot 6 = 565.2 \text{ mm}^2$$

Finalmente, se obtiene que el esfuerzo de aplastamiento es:

$$\tau = \frac{1000}{565.2} = 1.77 \text{ N/mm}^2$$

4.1.7 Análisis de pandeo

En la Figura 4.22 se muestran los tramos que serán analizados por falla de pandeo. Este análisis se hará por tramos mediante el método europeo. [32]

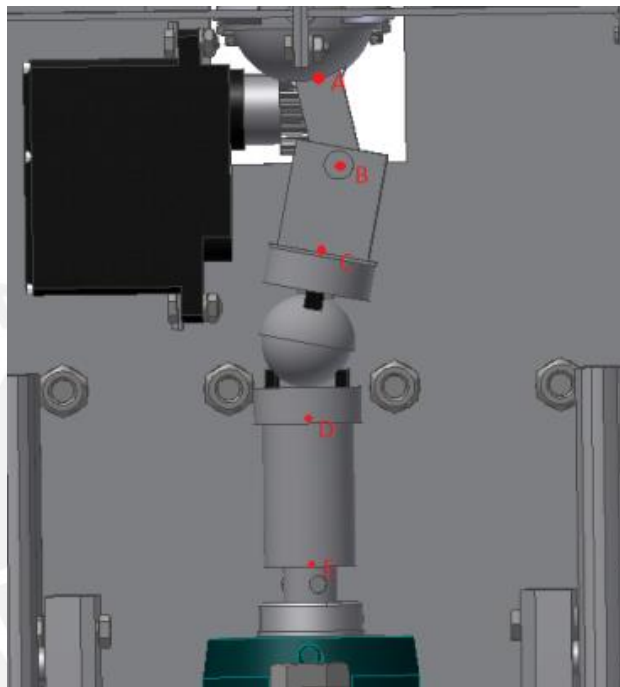


Figura 4.22: Posibles secciones de falla por pandeo

Los análisis realizados a continuación están hechos bajo el método europeo. En la Figura 4.23 se muestra el diagrama resultante para un material de acero ASTM A36 con esfuerzo de fluencia 250 N / mm² y un factor de seguridad 3.

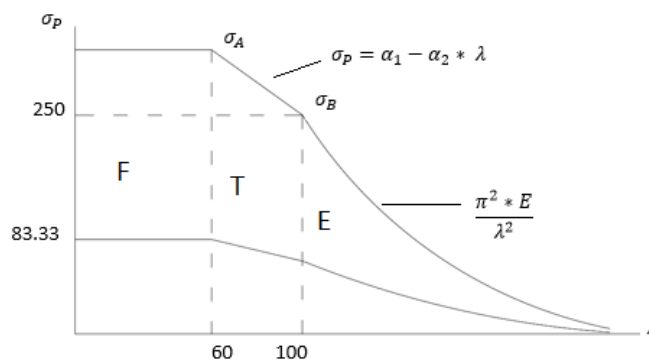


Figura 4.23: Diagrama por método europeo. [32]

Los análisis realizados a continuación están hechos bajo el método de Tetmajer modificado. A continuación, se muestra la figura resultante para un acero ASTM36 que tiene esfuerzo de fluencia 250 N/mm². Se toma un factor de seguridad de 3.

Asimismo, por los valores presentados anteriormente, se obtiene la ecuación (4.11) que representará parte de la curva mostrada en la Figura 4.23.

$$\sigma_p = \alpha_1 - \alpha_2 \cdot \lambda$$

Así, con valores de esbeltez de 60 y 100, se obtiene la ecuación general (4.11)

$$\lambda = 60$$

$$250 = \alpha_1 - \alpha_2 \cdot 60$$

Para

$$\lambda = 100$$

$$\pi^2 \cdot 210 \times 10^3 = 100 \cdot (\alpha_1 - \alpha_2 \cdot 100)$$

Por lo tanto,

$$\sigma = 335,98 - 1,433 \cdot \lambda \tag{4.11}$$

Por otro lado, en la tabla 4.1 se muestra las longitudes efectivas consideradas en los cálculos por pandeo.

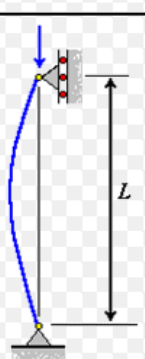

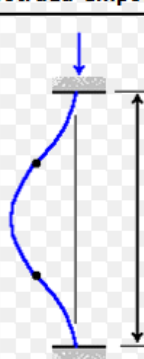
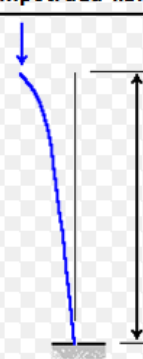
Columna articulada-articulada	Columna empotrada-articulada	Columna empotrada-empotrada	Columna empotrada-libre
			
$L_e = L$	$L_e = 0.699L$	$L_e = 0.5L$	$L_e = 2L$
$K = 1$	$K = 0.699$	$K = 0.5$	$K = 2$

Tabla 4.1: Comparación de longitudes efectivas o de pandeo. [32]

Ahora, se analizarán los tramos que presenten posibilidades de falla por pandeo.

4.1.8 Análisis de pandeo de tramo A-B



Figura 4.24: Fuerzas axiales en tramo A-B

En la Figura 4.24, se muestran las fuerzas presentes en el primer tramo analizado. Inicialmente se hará la suposición de que es una barra cuadrada de lado t .

$$A = t^2$$

$$i = \sqrt{\frac{t^4}{12 \cdot t^2}} = \frac{t}{2\sqrt{3}}$$

$$\lambda = \frac{Lp}{i} = \frac{0,7 \cdot L}{\frac{t}{2\sqrt{3}}}$$

$$\sigma = \frac{F \cdot \lambda^2}{(1,4 \sqrt{3})^2 \cdot L^2} \quad (4.12)$$

De la ecuación (4.12) obtenida del libro Guía de Resistencia de Materiales 2 [32], considerando una carga de 150 N, longitud de 38 mm del correspondiente tramo y un factor de seguridad 3 para evitar rotura, se obtiene la ecuación (4.13) que se incluye en la Figura 4.25 donde se muestra la intersección con la Figura 4.23.

$$\sigma = 0,01767 \cdot \lambda^2 \quad (4.13)$$

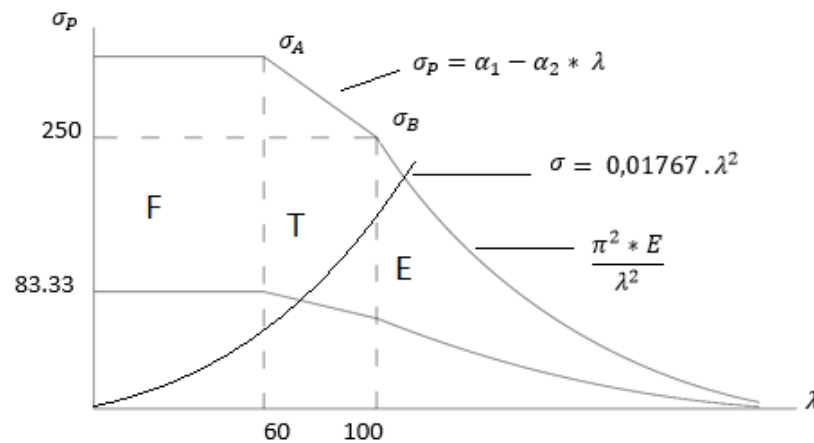


Figura 4.25: Intersección de ecuaciones (4.11) y (4.13). [32]

De las ecuaciones (4.11) y (4.13) se obtiene un grado de esbeltez de 67.24, además se calcula que es necesario contar con una barra cuadrada de lado 1.37 mm, el cual será no se pandeará incluso para fuerzas de hasta 1000 N. El tramo B-C no necesita de este análisis debido a sus dimensiones.

4.1.9 Análisis de pandeo de tramo B-C

En este caso, se cuenta con 3 barras de diferentes longitudes: 40, 60 y 80 mm. Se realizarán las ecuaciones con la barra más crítica que es de 60 mm (ver Figura 4.26)



Figura 4.26: Fuerzas axiales en tramo D-E

Se tiene una barra circular:

$$I = \frac{\pi \cdot (D/2)^4}{4} = \sqrt{\frac{I}{A}}$$

$$i = 2 \cdot D$$

El tipo de sujeción es empotrado libre, entonces $L_p = 2L$

$$\lambda = \frac{L_p}{i} = \frac{2 \cdot L}{2 \cdot D}$$

Entonces,

$$D = \frac{L}{\lambda}$$

Se seguirá asumiendo $F.S = 3$ para evitar rotura

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{4 \cdot F \cdot \lambda^2}{\pi \cdot L^2}$$

Considerando una fuerza de 150 N y la longitud de 60 mm, se obtiene

$$\sigma = 0,05 \cdot \lambda^2 \tag{4.14}$$

$$0,05 \cdot \lambda^2 = \frac{\sigma_{Adm}}{FS} = \frac{250}{3}$$

$$\lambda = 40.82$$

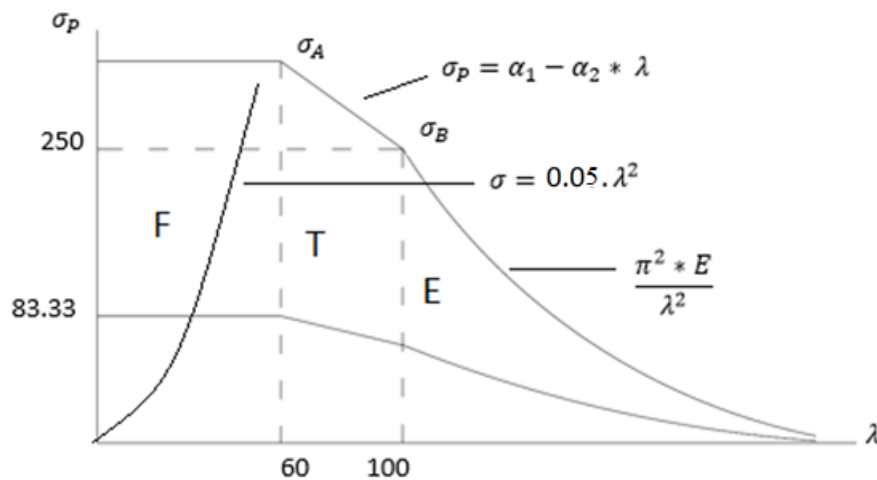


Figura 4.27: Intersección de ecuaciones (4.11) y (4.14)

Con $\lambda = 40.82$, el diámetro mínimo resulta $D = L / \lambda = 1,47$ mm.

En este caso, se cuenta con barras circulares; se utilizan las ecuaciones (4.11) y (4.14) con las características de este nuevo elemento (ver Figura 4.27), resultando que se requiere de un diámetro mínimo de 1.47 mm. Por lo tanto, no habrá ningún problema en usar uno de 10 mm de diámetro, lo que genera un factor de seguridad de aproximadamente 5.

4.1.10 Análisis de plancha compresora

En la Figura 4.28 se muestra la plancha compresora. Se debe tener en cuenta que la fuerza aplicada es de 150 N; pero con la finalidad de poder hacer uso de este con cargas más grandes, se analizará con 1000 N (FS=7).

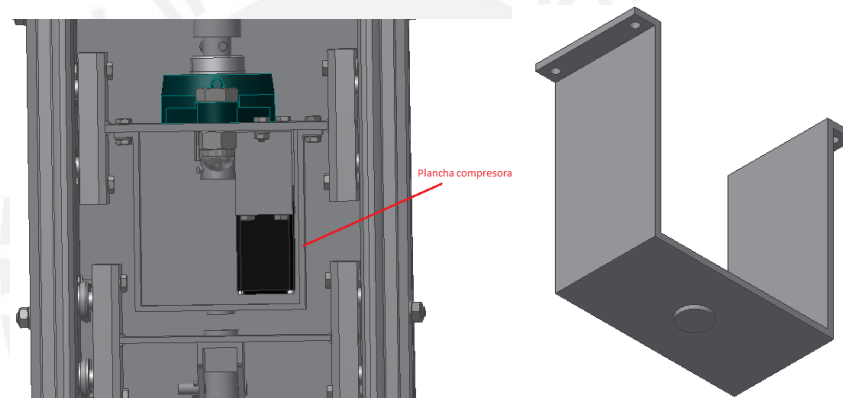


Figura 4.28: Plancha compresora

En este análisis se definirá algunas variables para las dimensiones de la pieza (Figura 4.29), la cual tiene un espesor “b”.

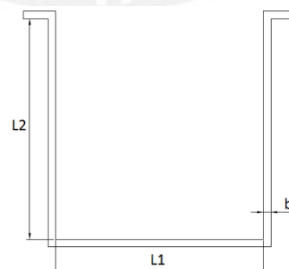


Figura 4.29: Dimensiones de plancha compresora

Primero, se analizará la plancha de longitud L_1 (Figura 4.30) de acero A36, por lo tanto, con módulo de elasticidad de $210 * 10^3 N/mm^2$.

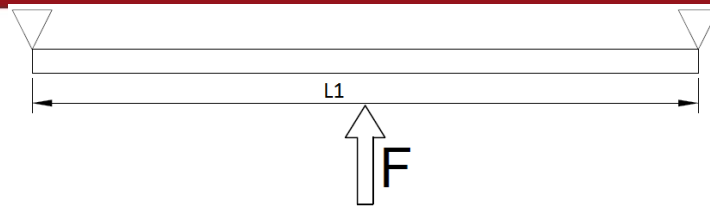


Figura 4.30: Diagrama de fuerza para la plancha de longitud L_1

Tabla 4.2: Pendientes y deflexiones de vigas. [32]

Viga y Carga	Curva Elástica	Deflexión Máxima	Pendiente en el Extremo	Ecuación de la Curva Elástica
		$-\frac{PL^3}{3EI}$	$-\frac{PL^2}{2EI}$	$y = \frac{P}{6EI}(x^3 - 3Lx^2)$
		$-\frac{wL^4}{8EI}$	$-\frac{wL^3}{6EI}$	$y = -\frac{w}{24EI}(x^4 - 4Lx^3 + 6L^2x^2)$
		$-\frac{ML^2}{2EI}$	$-\frac{ML}{EI}$	$y = -\frac{M}{2EI}x^2$
		$-\frac{PL^3}{48EI}$	$-\frac{PL^2}{16EI}$	Para $x \leq L/2$ $y = \frac{P}{48EI}(4x^3 - 3L^2x)$

De acuerdo a la Tabla 4.2, se usará la cuarta fórmula de deflexión máxima para la plancha de 50 mm de ancho y 3 mm de espesor. Con la fórmula mencionada, se calcula una deflexión de 0.52 mm. Lo cual es ilógico, debido a que se ha analizado como si fuera viga, entonces una forma de solucionar este problema es analizando un cierto pedazo de la zona como si fuera viga. Se usará la primera, ya que es la misma aplicación. Para eso se selecciona una porción de la plancha como la que se observa en la Figura 4.31 de longitud L_1 , espesor h y ancho b , donde $b = 2h$, para nuestro caso. Partimos de la condición que la deflexión máxima no debe ser mayor a 0.5 mm.

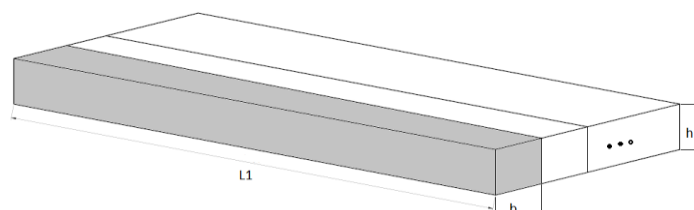


Figura 4.31: Porción de la plancha analizada

Utilizando la fórmula de deflexión máxima, se concluye que se colocará una plancha de espesor de 5.5 mm para evitar falla alguna, debido a que en caso falle no solo podría quebrarse sino también causarle daño al servomotor 1 que se encuentra dentro de este. Ahora, se analizará la plancha de longitud L_2 (Figura 4.32):

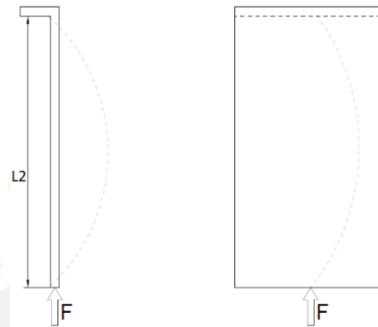


Figura 4.32: Diagrama de fuerza para la plancha de longitud L_2

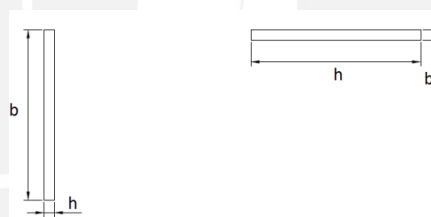


Figura 4.33: Posibles casos para plancha de longitud L_2

En la Figura 4.33, se muestran los 2 casos a analizar, se escoge el que tiene el menor momento de inercia. De las ecuaciones (4.11) y (4.13), además de asumir una plancha de 50 mm de ancho, 84 mm de longitud, 3 mm de espesor, y un factor de seguridad de 3 para evitar rotura, se obtiene el correspondiente diagrama de Tetmajer (Figura 4.34)

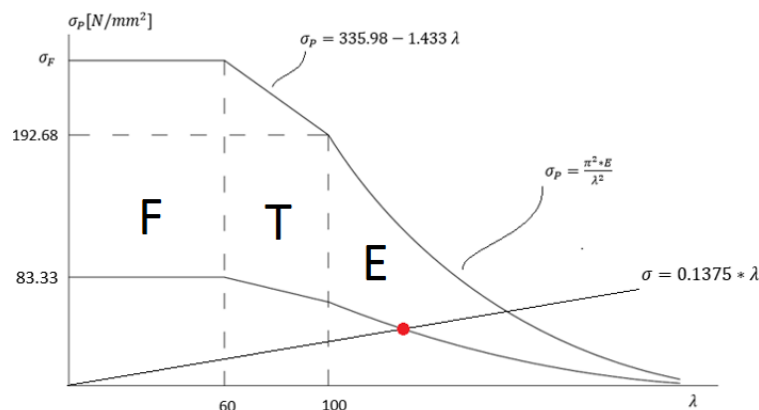


Figura 4.34: Diagrama de Tetmajer modificado para plancha de longitud L_2 . [32]

La Figura 4.34 muestra la intersección de la ecuación hallada con la curva del material y se observa que este fallará para un $\lambda \geq 100$, para lo cual se utiliza la fórmula de la correspondiente sección, obteniendo finalmente como resultado un espesor de 0.59 mm, pero fallará considerando que se debe tener una deformación máxima de 0.5 mm. El error en este cálculo está en la fórmula.

$$\frac{F * \lambda}{b * \sqrt{3} * L_2} \leq \frac{\sigma_{Adm}}{FS}$$

Ya que, para este caso, el ancho de la plancha es demasiado grande en comparación al espesor (relación de 50 a 3), por lo que matemáticamente será correcto, pero en la práctica se puede deducir fácilmente que no es así. El problema se resuelve del siguiente modo:

Se analizará solo una porción de la pieza; es decir, no se tomará en cuenta todo el espesor de 50 mm, sino se tomará una pequeña parte equivalente al doble del espesor ($b = 2h$), por lo que ya no se analizará como una pared delgada sino como un elemento esbelto como se ha estado analizando anteriormente.

Nota: para el análisis de pared delgada se usan otras fórmulas totalmente distintas a las del pandeo en elementos esbeltos y vigas.

Finalmente se tiene un grado de esbeltez de 45.08; como $\lambda \leq 60$, cumple con la condición y se toma este valor. Obteniendo un espesor requerido de 4.23 mm.

El valor obtenido fue con un factor de seguridad, pero si tomamos el factor de seguridad recomendado por *Rögnitz* que es de 5 a 10 para máquinas pequeñas para la zona de Tetmajer, el grado de esbeltez reduciría con lo que el espesor aumentaría ligeramente, pero en nuestro caso, se demostró que el elemento no llega a la zona de Tetmajer.

En conclusión, toda la pieza está constituida de pequeñas partes como la que se ha analizado, por lo tanto, al unir esas partes en una sola pieza se obtendrá más rigidez y no fallará. Así, un valor de 3 mm será adecuado para el óptimo funcionamiento de la pieza.

4.1.11 Selección de piñón y cremallera

En el Anexo C, se muestra lo que se consideró la suma de las masas (sin los tornillos, pernos y arandelas) de 1.20 kg, sin embargo, se considerará 1.50 kg con el fin de considerar lo antes mencionado. La velocidad lineal a la cual se moverán las plataformas será de 0.02 m/s. Asimismo, se calcula aceleración angular de 0.774 m/s².

$$a = \ddot{\theta} * R = 61.93 \frac{rad}{s^2} * 0.0125m = 0.774 m/s^2$$

Se considera inicialmente engranajes de 25 mm de diámetro.

De las Figuras 4.35, 4.36, 4.37, se tiene una guía para la correcta selección de componentes.

Fuerza tangencial real		F_{vt} = Fuerza tangencial vertical teórica. [N]
Vertical	$F_{vt} = P \cdot (9,81 + a)$	F_{ht} = Fuerza tangencial horizontal teórica. [N]
Horizontal	$F_{ht} = P \cdot (9,81 \mu + a)$	P = Masa a elevar o trasladar. [kg]
		a = Aceleración lineal. [m/s ²]
		u = Coeficiente rozamiento

Figura 4.35: Cálculo de fuerza tangencial real. ³

$$F_{ht} = 1.5Kg * (9.81 + 0.909)$$

$$F_{ht} = 16.08N$$

Fuerza tangencial corregida		
Vertical	$F_{vc} = F_{vt} \cdot K$	F_{vc} = Fuerza tangencial vertical corregida. [N]
Horizontal	$F_{hc} = F_{ht} \cdot K$	F_{hc} = Fuerza tangencial horizontal corregida. [N]
		K = Coeficiente de seguridad.

³ Fuente: <http://www.mecapedia.uji.es/catalogos/engranaje/spitkoom.1.pdf> Consultado el 09 de Setiembre del 2015

Figura 4.36: Cálculo de fuerza tangencial corregida. ⁴

$$K=3$$

$$F_{hc} = 16.08 * 3 = 48.24N$$

Diámetro primitivo		$F_{v/h}$ = Fuerzas tangenciales vertical/horizontal
Vertical	$dp = \frac{M \cdot 2000 \cdot \eta}{F_{tv}}$	dp = Diámetro primitivo. [mm]
Horizontal	$dp = \frac{M \cdot 2000 \cdot \eta}{F_{th}}$	M = Par de giro. [Nm]
		η = Rendimiento piñón cremallera.

Figura 4.37: Cálculo del diámetro primitivo. ⁵

$$dp = \frac{M * 2000 * \eta}{F_{th}}$$

El torque necesario para los servomotores se había deducido previamente:

$$T = 116.12 D^2 N.m$$

Donde se asumió $D=25mm$, por lo tanto se obtiene:

$$T = 0.07 N.m$$

Se assume $\eta = 0.9$

$$dp = \frac{0.07 * 2000 * 0.9}{16.08} = 8.124 mm$$

El valor obtenido al inicio es el diámetro mínimo que debería tener el piñón. Por lo tanto, se comprueba la selección de este piñón.

⁴ Fuente: <http://www.mecapedia.uji.es/catalogos/engranaje/spitkoom.1.pdf> Consultado el 09 de Setiembre del 2015

⁵ Fuente: <http://www.mecapedia.uji.es/catalogos/engranaje/spitkoom.1.pdf> Consultado el 09 de Setiembre del 2015

4.2.1 Sensores y actuadores

Con el fin de seleccionar los adecuados sensores y actuadores, se analizó la carga axial generada por el actuador lineal y los desplazamiento angulares a los cuales debe estar sometido un implante de disco intervertebral; así, fue posible calcular la potencia necesaria de los motores con reducción y del servomotor. El sistema mecatrónico diseñado es capaz de realizar la prueba de fatiga para del implante, esto se hace posible con la ayuda de los componentes que serán descritos a continuación.

4.2.1.1 Sensor de ultrasonido

La Figura 4.38 muestra el sensor de ultrasonido utilizado indirectamente para medir el correspondiente desplazamiento angular de cada una de las plataformas del sistema. El modelo HC-SR04 es uno de los sensores más utilizado debido a su bajo costo y su amplio rango de detección: desde los 2 cm hasta 5 m con una precisión de 3 mm.



Figura 4.38: Sensor de ultrasonido. [33]

La Figura 4.39 muestra la ubicación de estos dos sensores dentro del sistema. Es importante mencionar que este tipo de sensor puede trabajar a una temperatura máxima de 80 °C, por lo que no sería problema ya que el dispositivo se utilizaría en zonas de condiciones normales donde la temperatura es mucho menor a la mencionada.

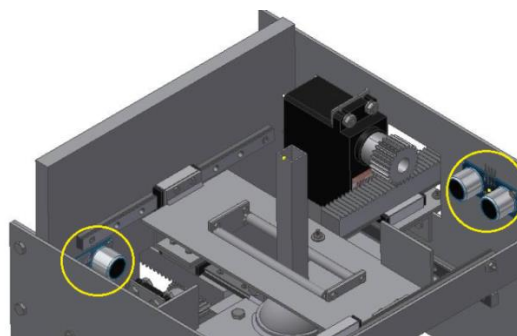


Figura 4.39: Ubicación de sensor de ultrasonido

Tabla 4.3: Especificaciones técnicas del sensor ultrasónico. [33]

Alimentación	5 V
Ángulo deseado	30 ° (15° por lado)
Rango de distancia	2 cm - 500 cm
Número de pines	4 (VCC, GND, ECHO, TRIG)
Frecuencia de trabajo	40 Hz
Corriente de trabajo	15 mA

4.2.1.2 Sensor de fuerza

La Figura 4.40 muestra el sensor de fuerza seleccionado para el sistema. Cabe mencionar que bastará este sensor ya que la otra opción (el sensor de fuerza por flexión) es más caro y además que sus especificaciones técnicas son suficientes para asegurar el buen funcionamiento del sistema. El sensor seleccionado cuenta con 3 rangos: bajo (hasta 4.4 N), medio (hasta 110 N) y alto (hasta 445 N); sin embargo, su rango dinámico puede ser modificado con un ajuste en la resistencia. Esto es importante en caso el dispositivo quiera ser usado para otro tipo de aplicaciones donde se necesite medir fuerzas de hasta 2000 N, lo cual se logra con un menor diferencial de potencial y reduciendo la resistencia de alimentación hasta 1000 ohmios. El sensor de fuerza de modelo FlexiForce A201 es bastante usado por su fácil instalación (3 pines).



Figura 4.40: Sensor de fuerza. [34]

La Figura 4.41 muestra la ubicación del sensor de fuerza mencionado. Es importante recordar que la plancha, donde se encuentra ubicado el sensor de fuerza, se elevará una vez que se accione el actuador lineal logrando hacer contacto con la parte que se encuentra por encima del sensor. La señal será enviada al Arduino Uno para proceder con el inicio de la prueba de fatiga.

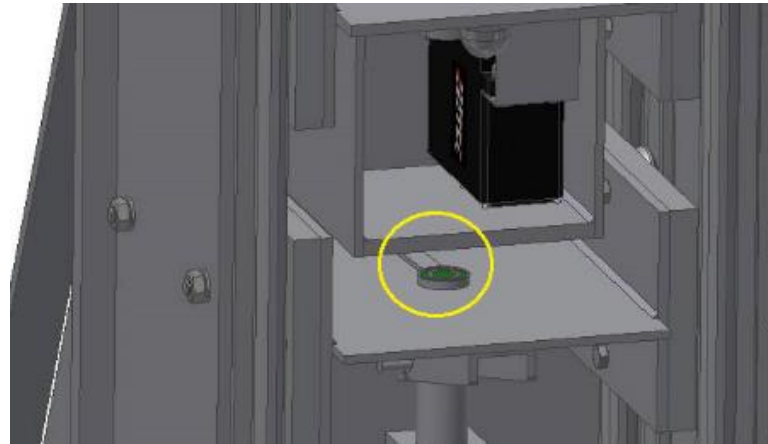


Figura 4.41: Ubicación del sensor de fuerza

Tabla 4.4: Especificaciones técnicas del sensor de fuerza. [34]

Linealidad (error)	< 3%
Repetibilidad	< 2.5%
Histéresis	< 4.5%
Tiempo de respuesta	< 5 us
Temperatura de operación	-40°C a 60°C
Corriente de trabajo	2,5 mA
Voltaje de operación	3.7 V a 5 V

4.2.1.3 Actuator lineal

Se encontró como única opción el uso de un actuador lineal eléctrico para transmitir fuerza en una dirección. La Figura 4.42 muestra el actuador lineal eléctrico que se usará para generar la fuerza axial de presión en el implante. Este actuador permite el desplazamiento lineal a una velocidad de 5.7 mm/s y se logra generar una fuerza de 75 N.



Figura 4.42: Actuador lineal. [35]

La Figura 4.43 muestra la ubicación del actuador lineal. Este debe estar por debajo de la plataforma donde se ubica el sensor de fuerza (también mostrado en la Figura 4.43). Este actuador incluye los soportes para su correspondiente sujeción, así como los adecuados tornillos.

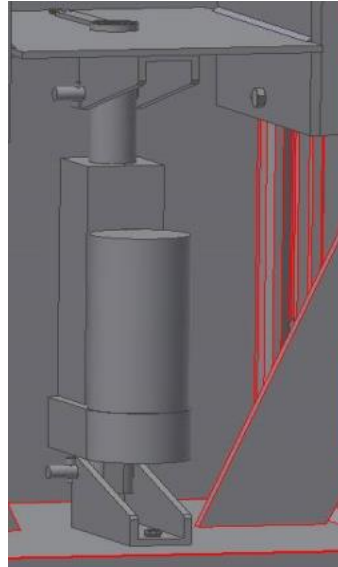


Figura 4.43: Ubicación del actuador lineal

Tabla 4.5: Especificaciones técnicas del actuador lineal. [35]

Alimentación	12 V
Potencia de salida	36 W
Torsión	1500 N
Velocidad	4500 RPM
Ruido	< 65 dB

Según la Tabla 4.5, si se alcanza los valores máximos de voltaje y potencia se puede obtener la corriente que se necesita.

$$I = \frac{P}{V} = \frac{36W}{12V} = 3A$$

Se necesita fuente de 3A para el buen funcionamiento del sistema.

4.2.1.4 Servomotor

Se usará un servomotor ya que su respuesta es mucho más rápida que un encoder y además se puede controlar por una onda PWM. La Figura 4.44 muestra el servomotor con el cual se realiza el movimiento de rotación axial sobre el implante. Para el trabajo se calculó que se necesitaba un servomotor con un torque mayor a 1,0 Nm, sin embargo, se escogió un servomotor de 1.6 Nm para considerar el uso en otras aplicaciones. Este componente se alimenta con 5 V.



Figura 4.44: Servomotor. [36]

En la Figura 4.45, se puede observar la ubicación de este servomotor, el cual acciona el engranaje motriz, y consecuentemente al engranaje inducido que finalmente realizará el movimiento de rotación sobre el implante. En la Figura 4.46 también se observa una chumacera cuya función es evitar el deslizamiento del eje sobre el implante.

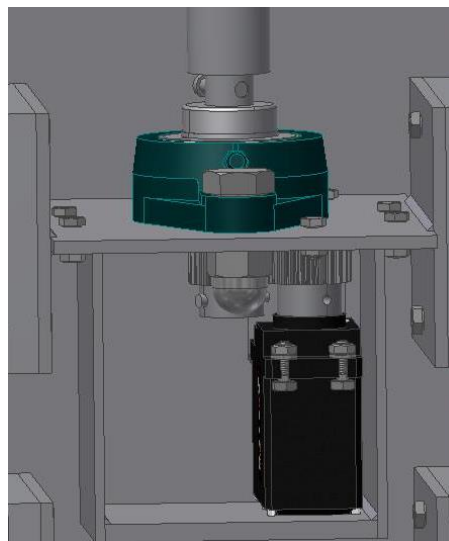


Figura 4.45: Ubicación del servomotor

Tabla 4.6: Especificaciones técnicas del servomotor. [36]

Alimentación	6 V
Velocidad	0.13 s/60°
Peso	50 g
Torque	16.3 kg.cm

A continuación, los cálculos:

$$\text{Momento} = 16.3 \text{ kg.cm} = 1.63 \text{ N.m}$$

$$\text{Velocidad angular } (\omega) = \frac{60^\circ}{0.16 \text{ s}} * \frac{\pi}{180} = 6.545 \text{ rad/s}$$

$$\text{Potencia} = 1.63 \text{ N.m} * 6.545 \text{ rad/s} = 10.69 \text{ W}$$

$$I = \frac{P}{V} = \frac{10.69 \text{ W}}{5 \text{ V}} = 2.134 \text{ A}$$

Debido a la alta corriente que se requiere para alimentar el circuito se sugiere una fuente externa de más de 2A.

4.2.1.5 Motor con reducción

Según el diseño, requiere de un motor a bajo velocidad para que se puedan observar los grados en el display, así, en la Figura 4.46 se muestra el motor con reducción necesario para el trabajo, este accionará cada piñón que finalmente accionará la correspondiente cremallera para realizar cada movimiento. En el sistema se requieren dos de estos que se alimentan con 5 V o más. Según las pruebas realizadas solo se requirió conectar este motor reductor al arduino debido a que no se necesitó mucha potencia para poner en marcha el mecanismo (<30 mA). Sin embargo, si se desea implementar el sistema real se necesitará mucha más potencia; a continuación, los cálculos.



Figura 4.46: Motor con reducción. [37]

Tabla 4.7: Especificaciones técnicas del motor con reducción. [37]

Alimentación	24 V
Velocidad	0.1 s/60°
Peso	48 g
Torque	10 kg.cm
Protección	IP54

$$\text{Momento} = 10\text{kg.cm} = 1\text{N.m}$$

$$\text{Suponiendo la velocidad es } 55\text{RPM} = \frac{55 \text{ rev}}{\text{min}} * \frac{1\text{min}}{60\text{s}} * \frac{360^\circ}{1\text{rev}} = \frac{330^\circ}{1\text{s}}$$

$$\text{Velocidad angular } (\omega) = \frac{330^\circ}{1\text{s}} * \frac{\pi}{180} = 5.76 \text{ rad/s}$$

$$\text{Potencia} = 1.5\text{N.m} * 5.76 \text{ rad/s} = 8.64 \text{ W}$$

$$I = \frac{P}{V} = \frac{8.64\text{W}}{24\text{V}} = 0.36 \text{ A}$$

Por lo tanto, se contará con una fuente externa de 24 VDC para la alimentación del motor reductor. El peso de 100 g es ideal para el dispositivo con el que se busca que sea lo menos pesado posible para lograr su portabilidad.

La Figura 4.47 muestra la ubicación de los motores con reducción, en cada imagen se puede observar que el eje de cada motor está acoplado a un piñón.

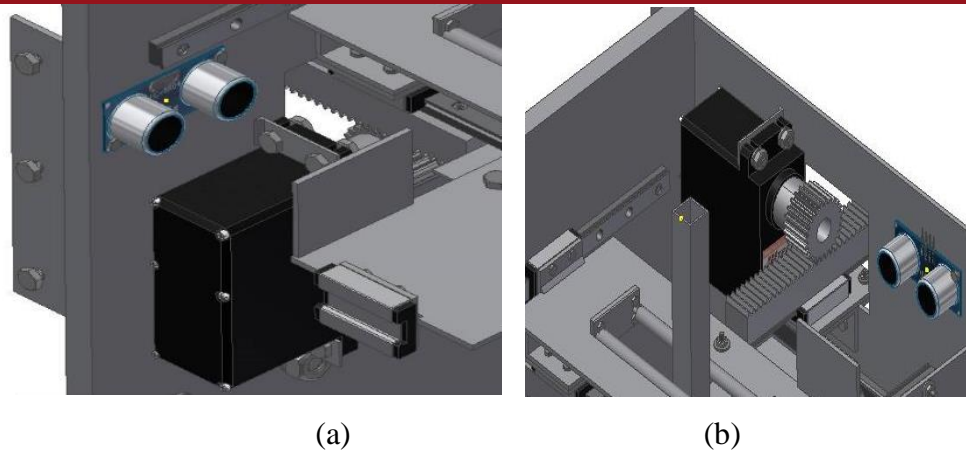


Figura 4.47: Ubicación de los motores con reducción. (a) Motor para plataforma inferior.
(b) Motor para plataforma superior

4.2.1.6 Arduino UNO

La Figura 4.48 muestra la plataforma Arduino UNO encargado de administrar el sistema de control. Esta plataforma es de fácil uso ya que cuenta con varias librerías con el fin de facilitar la programación en la implementación de proyectos. Posee 14 pines digitales de entrada/salida suficiente para el presente trabajo, 6 entradas analógicas, una conexión de USB y un botón para resetear.

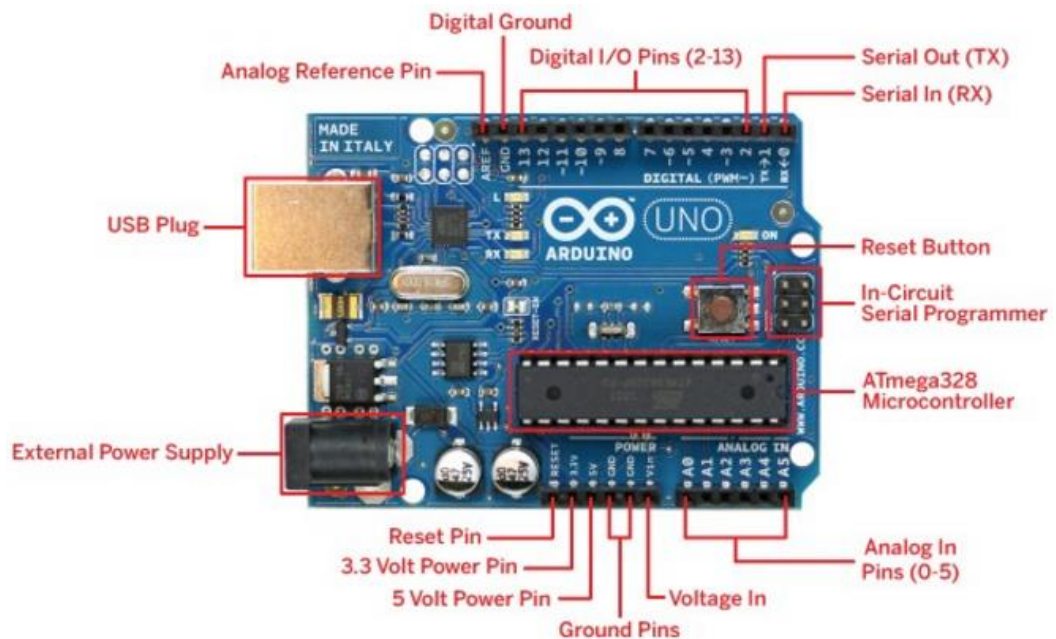


Figura 4.48: Plataforma Arduino UNO. [38]

La Figura 4.49 muestra la ubicación de la plataforma que se conectará directamente a una PC (considerada la fuente de alimentación de 5 V). A su vez, esta plataforma estará conectada a los sensores de ultrasonido y fuerza, servomotor y motores con reducción.

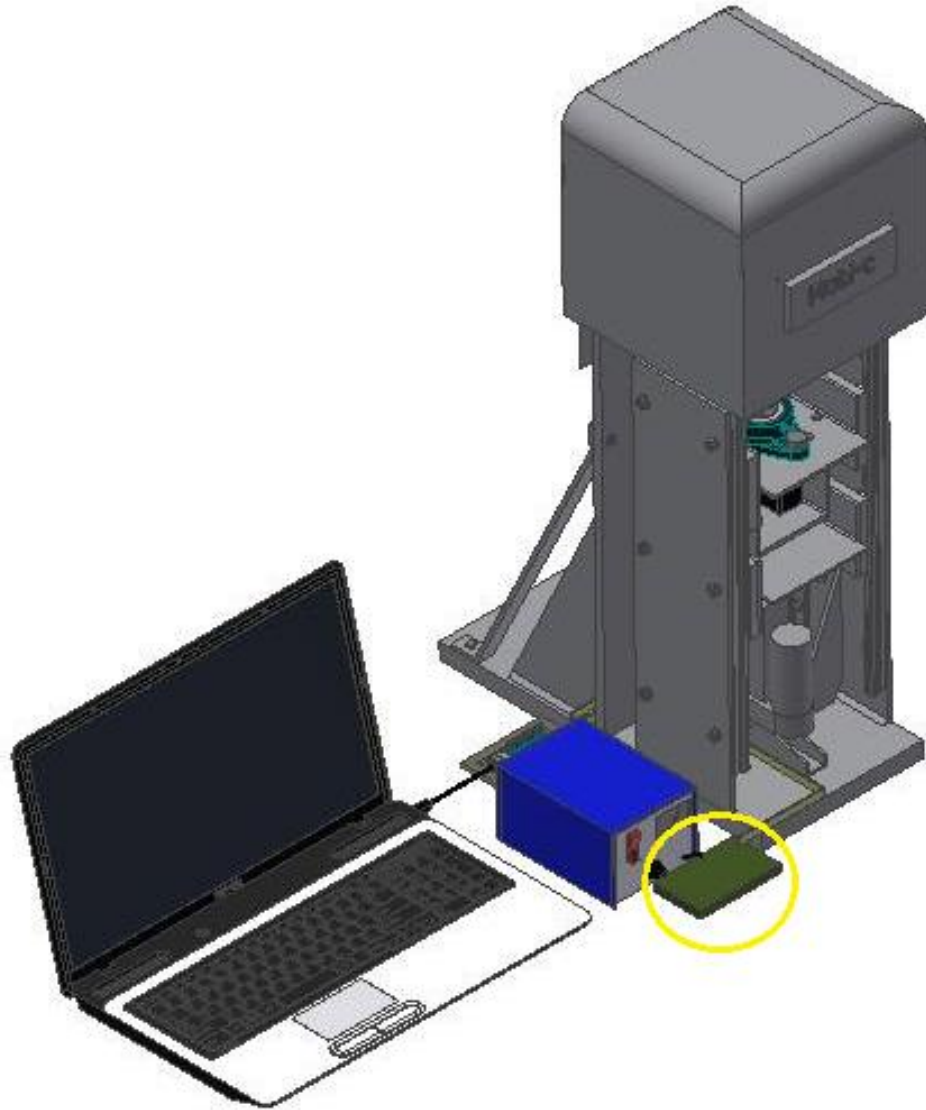


Figura 4.49: Ubicación de la plataforma Arduino UNO

En la Figura 4.49 también se muestra que la plataforma está acompañada de la fuente reguladora de voltaje, el computador portátil y del dispositivo a diseñar.

CAPÍTULO 5

SISTEMA MECATRÓNICO

En este capítulo se presenta en primer lugar el diagrama de funcionamiento de todo el sistema mecatrónico, esto con el fin de describir cada uno de los procesos involucrados en el desarrollo del ensayo de fatiga sobre implantes. Asimismo, se describen los sensores y actuadores que fueron utilizados en el diseño del dispositivo, su ubicación en el mismo y algunas de sus principales características. Por otro lado, se presentan los principales planos del sistema, diagramas esquemáticos de los circuitos; y la interfaz completa para el manejo del dispositivo por parte del usuario.

5.1 Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico

En la Figura 5.1 se muestran los subsistemas que integra el sistema mecatrónico. Los diversos procesos se deben realizar en paralelo para conseguir el objetivo deseado que es realizar la prueba de fatiga de un disco intervertebral.

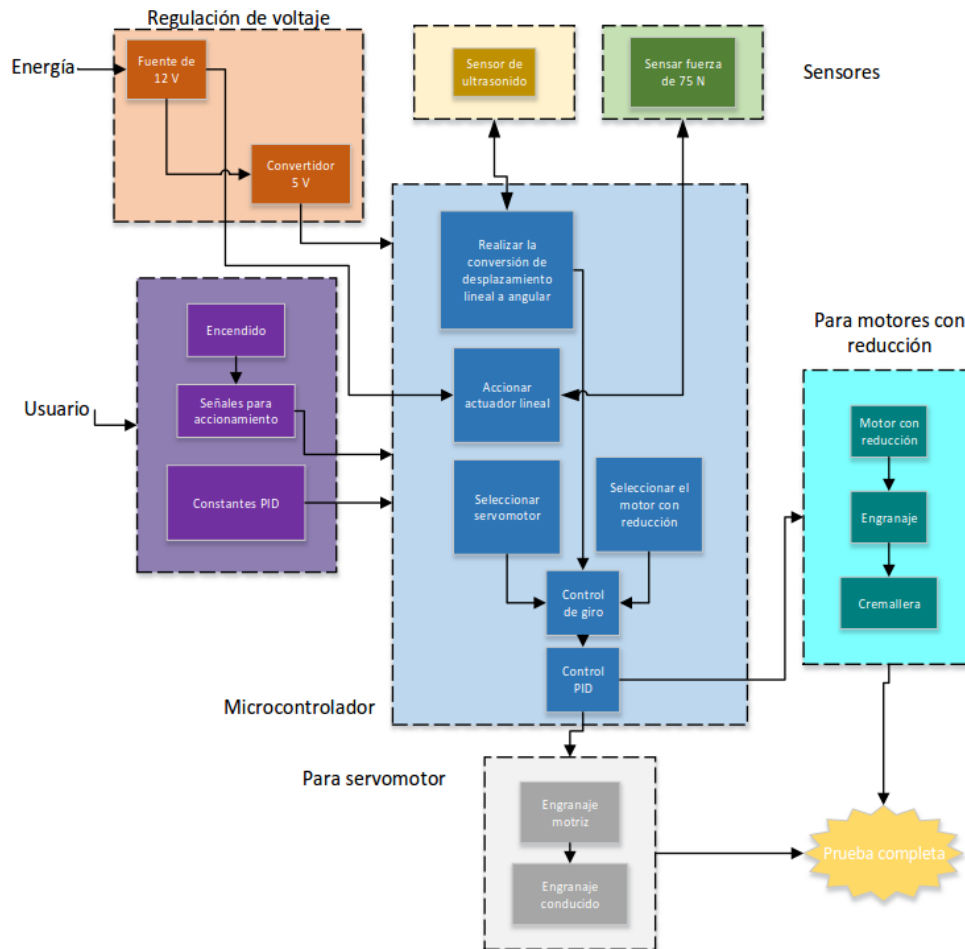


Figura 5.1: Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico

En primer lugar, el subsistema de la alimentación de todo el sistema; el dispositivo contará con un circuito regulador de voltaje para transformar la energía eléctrica de 220 VAC monofásica a 12 VDC para poder accionar el actuador lineal, además de regular a 5 VDC para alimentar al microcontrolador Arduino Uno, el cual a su vez alimentará a los motores con reducción y a los sensores (ultrasonido y de fuerza).

El siguiente subsistema, de color morado, es la interfaz entre el usuario y el dispositivo encargado de realizar la prueba de fatiga. El usuario inicialmente tendrá que encender el dispositivo, mandará la señal de iniciar la prueba una vez que el implante se encuentre colocado en el dispositivo y finalmente colocará las constantes del controlador PID para cerciorarse que el implante cumpla los correspondientes desplazamientos angulares con la mejor exactitud.

Los subsistemas de color amarillo y verde, representan al sensado de desplazamiento y de fuerza respectivamente; es claro que estos subsistemas trabajan constantemente durante toda la prueba de fatiga ya que siempre se debe contar con la fuerza axial, además de medir correctamente los tres desplazamientos angulares generados por la flexión, extensión y rotación.

El cuadro de color plomo es el subsistema para accionar al servomotor que generará la torsión (rotación axial). Una vez que el microcontrolador reciba la señal (por el sensor ultrasonido), este se encargará de cambiar el giro del motor y calculará las vueltas necesarias para que el engranaje motriz induzca el movimiento en el engranaje conducido y así generar el correspondiente desplazamiento angular. Es importante mencionar que este subsistema funcionará constantemente con las señales de salida obtenidas por el controlador PID.

Finalmente, el cuadro de color turquesa representa al subsistema encargado de realizar los otros dos movimientos (flexión y extensión). Es muy parecido al subsistema anterior, es decir, se recibe la señal del sensor de ultrasonido para cambiar el giro del motor y calcular las vueltas necesarias que necesita el piñón para poder accionar la correspondiente cremallera y así desplazar el implante hacia determinado lado, dependiendo del movimiento que se desee; esto es, hacia lado izquierdo y derecho en el plano frontal, y hacia adelante o atrás en el plano sagital.

5.2 Diagramas esquemáticos de los circuitos del sistema mecatrónico

En la Figura 5.2 se observa la primera parte referente a la distribución de energía, esto es, la transformación de energía para obtener una fuente de 12 VDC desde una toma monofásica de 220 VAC (toma doméstica en Perú). En esta figura se muestra la primera etapa del filtro bobina capacitor que eliminará el ruido en la red eléctrica. La segunda etapa rectificadora mediante un puente de diodos que convierte la onda alterna en una pulsante positiva. Después, se coloca un conjunto de capacitores encargados de disminuir el rizado de la señal proveniente de la etapa anterior; el fin de esta etapa es el obtener una señal casi continua ya que los condensadores solo entregarán energía cuando sea necesario. Adicionalmente a los capacitores, se colocan unas resistencias para descargar lentamente a los capacitores después de la desenergización. Por último,

también es importante mencionar que el diodo D2 cumple la función de seguridad hacia el circuito cuando este sea sometido a altas corrientes.

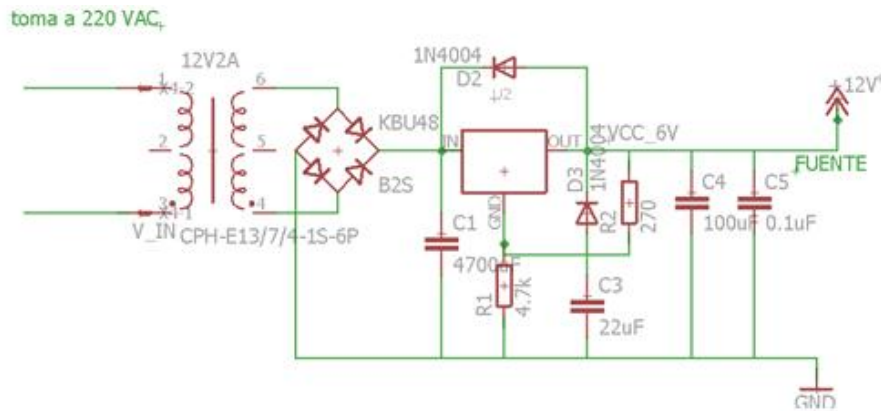


Figura 5.2: Distribución de energía para el dispositivo. [39]

En la Figura 5.3 se muestra el microcontrolador con la distribución completa de los pines. En primer lugar, la alimentación de 5 V obtenida desde el computador portátil. El sensor FSR será alimentado a través de los pines “5 V” y “A0” del Arduino Uno. El servomotor (encargado del movimiento de rotación axial) estará conectado al microcontrolador mediante los pines 2 y 3; el primer motor con reducción (encargado de realizar el movimiento en el plano sagital sobre el implante) estará conectado a los pines 4 y 5 para enviar las señales correspondientes; mientras que los pines 6 y 7 tendrán la misma función pero para el segundo motor con reducción (encargado de realizar el movimiento en el plano frontal sobre el implante). Los pines de transmisión (Trigger) y recepción (Echo) del sensor ultrasónico enviarán las señales mediante los pines 9 y 8, respectivamente; mientras que los pines 11 y 10 se asignaron con la misma función para el segundo sensor ultrasónico. Por último, el actuador lineal se encuentra conectado mediante los pines 12 y 13, los cuales servirán para poder accionar al mismo en ambas direcciones, hacia arriba y hacia abajo en el caso del presente trabajo.

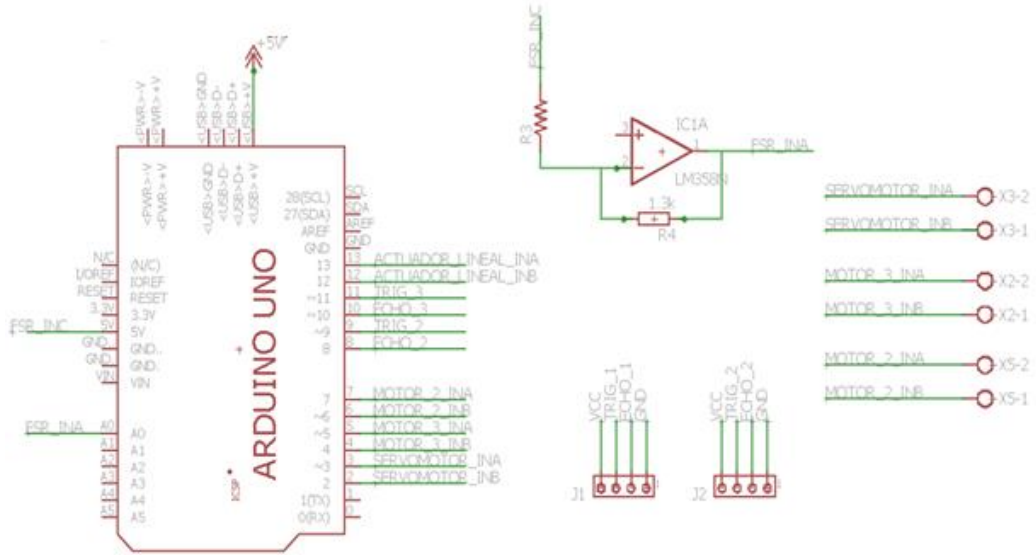


Figura 5.3: Electrónica de control para el dispositivo

Finalmente, en la Figura 5.4 se muestra la correspondiente electrónica de potencia del dispositivo. En esta figura se observa la fuente de 12 VDC que alimenta a dos relés que finalmente accionarán en determinado sentido al actuador lineal. Las salidas del microcontrolador “ACTUADOR_LINEAL_INA” y “ACTUADOR_LINEA_INB” combinarán cuatro posibilidades de acción sobre el actuador. Esto es, con “0” y “0”, el actuador no accionará de ninguna forma; “0” y “1” para desplazar el vástago verticalmente hacia arriba; “1” y “0” en la misma dirección pero con el sentido opuesto; y la combinación “1” y “1” que se debe evitar mediante software para evitar daños sobre los componentes electrónicos.

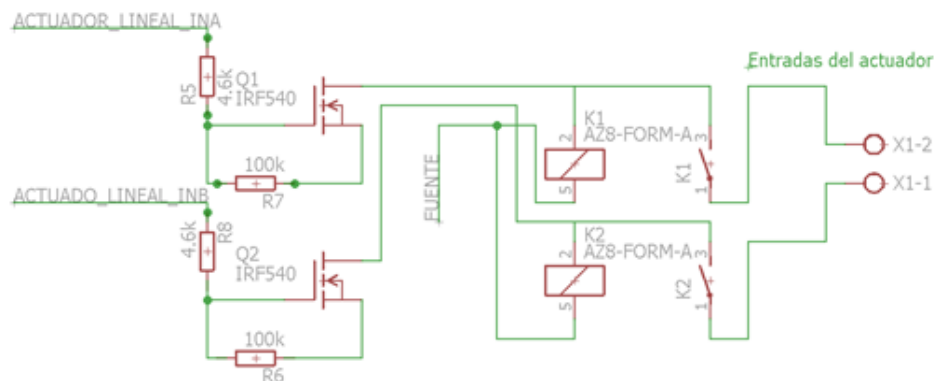


Figura 5.4: Electrónica de potencia para el dispositivo

Cuando del microcontrolador se obtiene una salida de 0 V (“0”), el MOSFET permite el paso de la corriente por lo que no hay forma que se accione el correspondiente relé. Caso contrario, cuando del microcontrolador se obtenga una salida mayor a 3.3 V, el MOSFET se saturará impidiendo el paso de corriente y así el relé tendrá el diferencial de potencial necesario para accionar el vástago en cierto sentido. Es decir, cuando se obtenga “1” en el “ACTUADOR_LINEAL_INA”, el vástago del actuador lineal se desplazará hacia arriba siempre y cuando que “ACTUADOR_LINEAL_INB” esté con “0” (programado mediante software para que en ningún momento, estos pines tengan valor de “1”).

Considerar que en el Anexo D se muestra el diagrama esquemático completo de circuitos del sistema mecatrónico.

Asimismo, en el Anexo E se muestran los circuitos de fuerza y de mando. Se recomienda revisar ambos circuitos para una mejor clarificación de la energización del sistema mecatrónico.

5.3 Interfaz y control del sistema mecatrónico

En la Figura 5.5, se observa la programación en el diagrama de bloques en LabVIEW. El sistema mostrado utiliza dos motores de reducción y dos ultrasonidos, además de un servomotor ubicado en la parte inferior del dispositivo. Adicionalmente en la Figura 5.6, se observa un bloque que representa el servomotor, el cual tiene como salida de PWM al pin 2 del Arduino Uno; asimismo, se cuenta con dos motores con reducción (alimentados con 5 V por lo que conectarían directamente al Arduino UNO sin uso de una batería extra) para desplazar cada plataforma.

En la sección anterior se mencionó la distribución de los pines de alimentación para el servomotor y motores con reducción; además de los pines para la transmisión y recepción de cada sensor ultrasónico. Lo mismo se representa en el diagrama de bloques en LabVIEW.

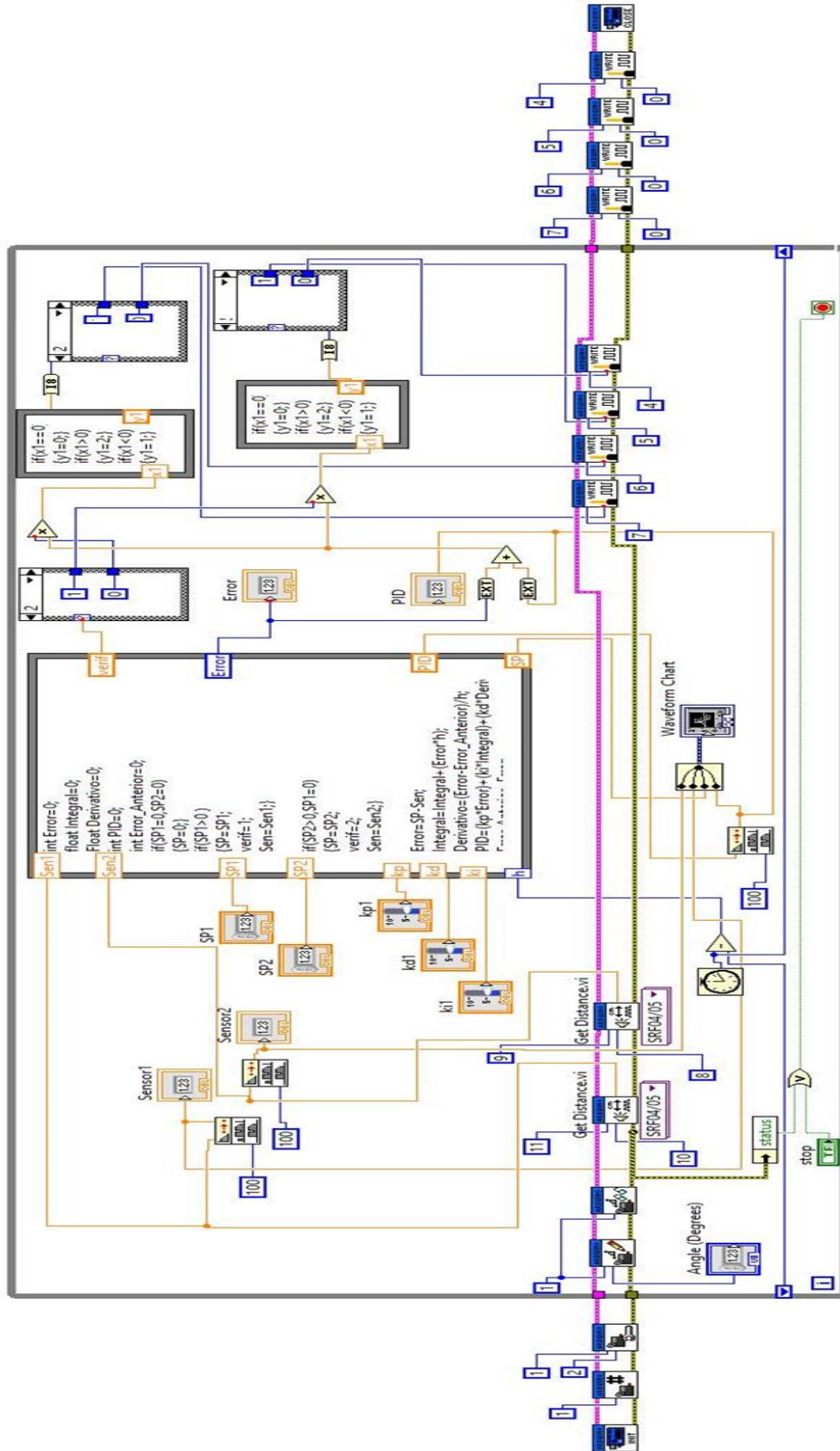


Figura 5.5: Programación en Block Diagram de LabVIEW para el control de las constantes PID del sistema

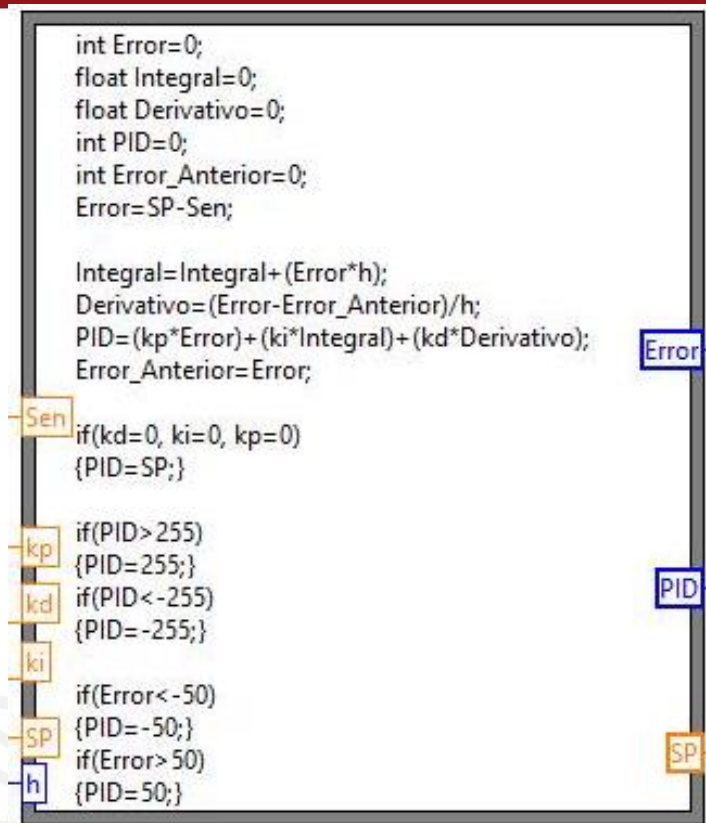


Figura 5.6: Control de la constante PID en una estructura nodo para fórmulas

Esta estructura tiene como fin obtener las salidas que son el valor de la constante PID y Error; debido al valor del Error, se puede corregir el sistema comparando el valor anterior con el actual como se ve en la Figura 5.6. Como se sabe, lo que se busca es llegar a un Error de cero, momento en el cual el motor no se moverá hasta que se le dé una nueva entrada de Set Point (SP). Por último, la dirección en la que girará el motor dependerá del valor de PID.

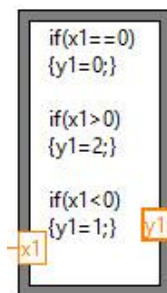


Figura 5.7: Formula Node para la decisión del sentido de giro. Fuente: Labview

En la Figura 5.8 se observa la programación que determinará el sentido de giro del motor, esto debido al valor obtenido del valor PID, de donde se tendrán tres casos.

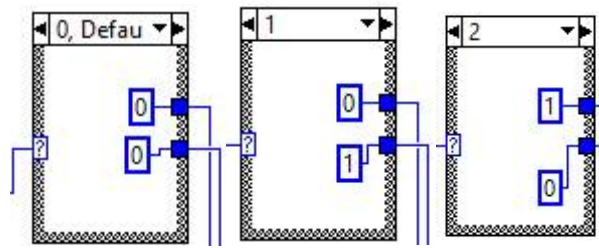


Figura 5.8: Case structure, muestra los tres casos para el giro del motor

Si el valor PID es negativo, entonces se obtiene una variable “y1” igual a 1 y los valores para dicho primer caso, serán asignados a los respectivos pines para accionar cada motor. Esto es por ejemplo, para el motor de la primera plataforma (de acuerdo al diagrama de bloques mostrado en la Figura 5.9):

- Primer caso: ambos valores en cero harán que el eje del motor permanezca estático.
- Segundo caso: ‘0’ al pin 5 y ‘1’ al pin 4 permitirá el giro hacia la derecha en el plano frontal del dispositivo.
- Tercer caso: ‘1’ al pin 5 y ‘0’ al pin 4 permitirá el giro opuesto al explicado en el caso anterior

Considerar para lo explicado anteriormente, que el valor ‘0’ representa 0V; mientras que ‘1’, 5V.

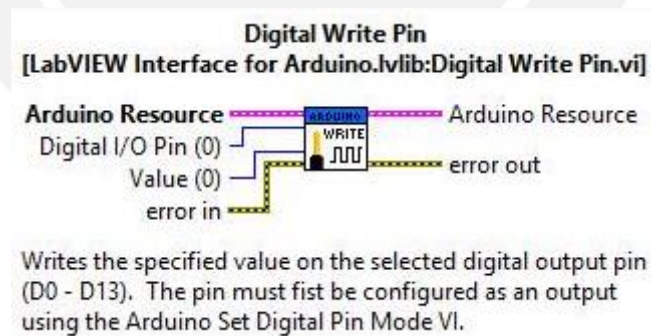


Figura 5.9: Funcionamiento y pines de conexión del Digital Write Pin. Fuente: Labview

No es relevante mencionar lo mismo para el segundo motor, solo dejar en claro que los movimientos serían realizado en el otro plano (es decir para realizar los movimientos de flexión y extensión)

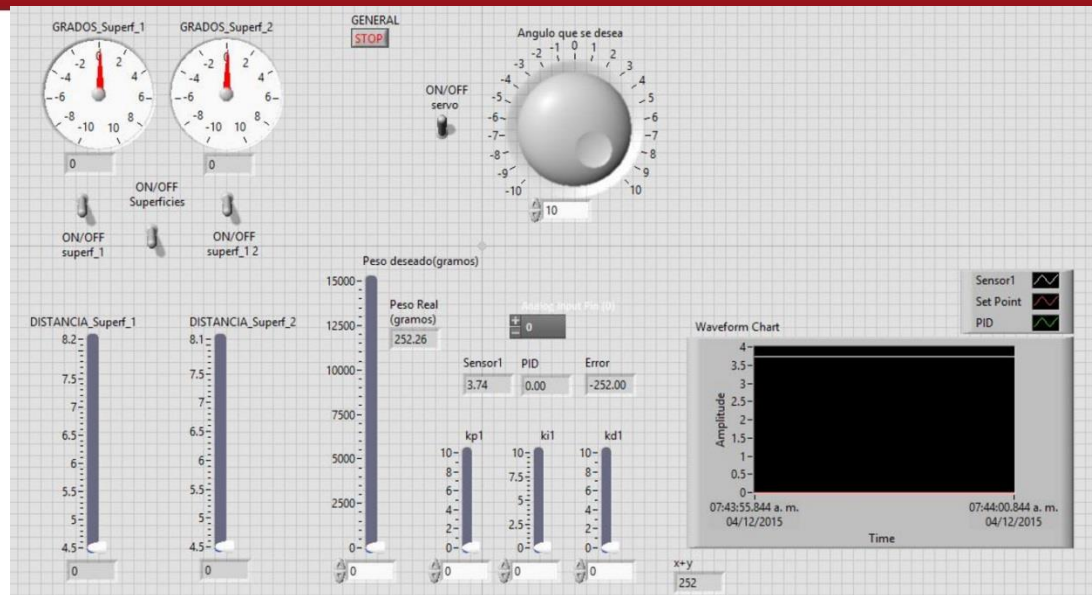


Figura 5.10. Programación en el Front Panel de LabVIEW para el control de las constantes PID del sistema

En la Figura 5.10 se muestra el panel desarrollado en LabVIEW para todo el sistema, esto es, se consideran los indicadores de los desplazamientos lineales (obtenidos por el sensor ultrasónico), así como los desplazamientos angulares y un último indicador referente al desplazamiento angular generado por servomotor. Por otro lado, se cuenta con un switch para poder habilitar el uso del sistema, y switches para habilitar el uso de cada uno de los sensores de ultrasonido. En esta Figura, también se observa un indicador de la cantidad de ciclos que será ingresado por el usuario, la fuerza (expresada en gramos) referente a la carga axial a la que se somete el implante, y finalmente las constantes del controlador PID que serán usadas para controlar el accionamiento del actuador lineal.

En el presente capítulo se describieron los principales procesos para lograr el óptimo funcionamiento del sistema mecatrónico; se mostraron las características y ubicación de cada uno de los componentes electrónicos como los sensores y actuadores a ser utilizados en el diseño del dispositivo; y por último, una breve descripción de los principales planos del sistema, diagramas esquemáticos de los circuitos; y la interfaz de control del usuario con el dispositivo

5.4 Diagrama de flujo

A continuación, se detallará en qué consiste el funcionamiento del equipo para poder realizar el ensayo de fatiga a un implante.

En esta parte también se muestra cuando el usuario inicializa el programa mediante la interfaz de LabVIEW – Arduino y se crea una variable que contará los ciclos (cantidad determinada por el usuario). Seguidamente, se cuenta con un switch (en la interfaz) que permitirá accionar a los sensores ultrasónicos y al servomotor; se debe tener en cuenta que no es suficiente activar este switch para accionar todo el sistema, sino que solo es un elemento que permitirá accionar el actuador lineal sin activar los sensores ya que primero se desea colocar el implante y posteriormente comenzar con el ensayo.

En la Figura 5.11 se muestra el diagrama de flujo completo, el cual se recomienda ser revisado previamente para un mejor entendimiento de la explicación de las secciones explicadas a continuación.



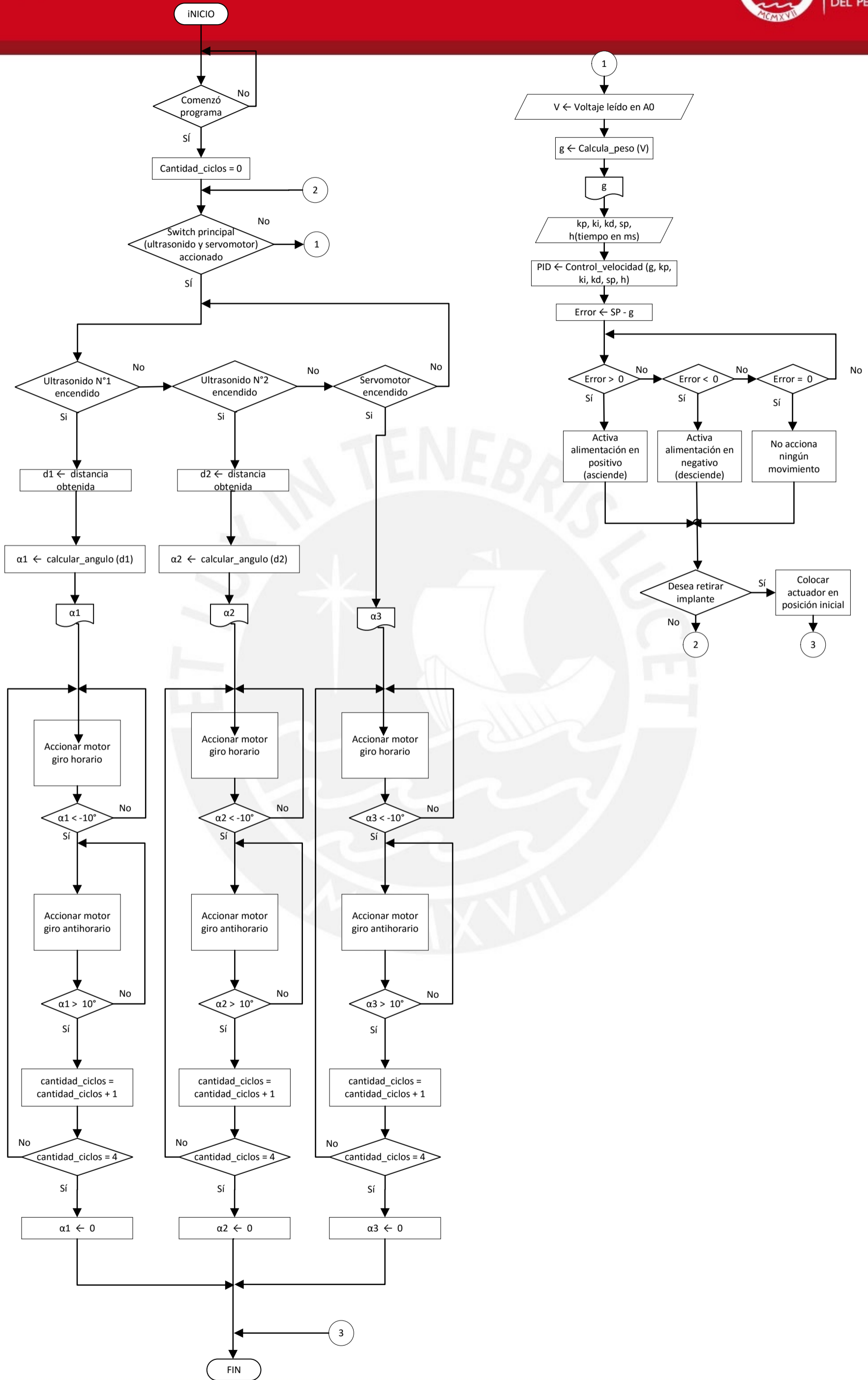


Figura 5.11: Diagrama de flujo

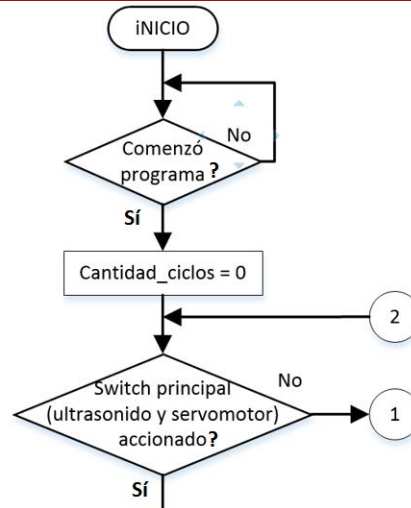


Figura 5.12: Sección del diagrama de flujo referente al inicio del programa

En la Figura 5.12, también se observa el evento 1 que se explicará a continuación y el cual es la parte del funcionamiento del actuador lineal, esto es, desplazamiento vertical hacia arriba y hacia abajo para poder ajustar el implante; mientras que el evento 2 es para cuando ya se logró accionar el actuador lineal y se puede proceder con el ensayo de fatiga con la ayuda de los motores con reducción y servomotor.

En la Figura 5.13, se observa la siguiente parte del diagrama de flujo referente al accionar cada uno de los sensores ultrasónicos. Esto es, cuando se active el primer sensor, este obtendrá cierta distancia para luego ser representada mediante un ángulo, el cual a su vez es mostrado en la interfaz LabVIEW – Arduino. Se puede observar que el mismo procedimiento se repite cuando se acciona el segundo sensor ultrasónico; es claro que el sensor tendrá varias lecturas de distancias ya que al accionar cada uno de los motores con reducción, se tiene cierto desplazamiento que influirá en el movimiento ya sea hacia la izquierda, derecha, adelante o hacia atrás, según sea el motor que se accione.

Por otro lado, con el servomotor no se requiere de una lectura de algún sensor ultrasónico ya que el servomotor es un componente muy preciso con respecto a los motores, es decir, el usuario solo tendrá que ingresar el ángulo a girar por el servomotor.

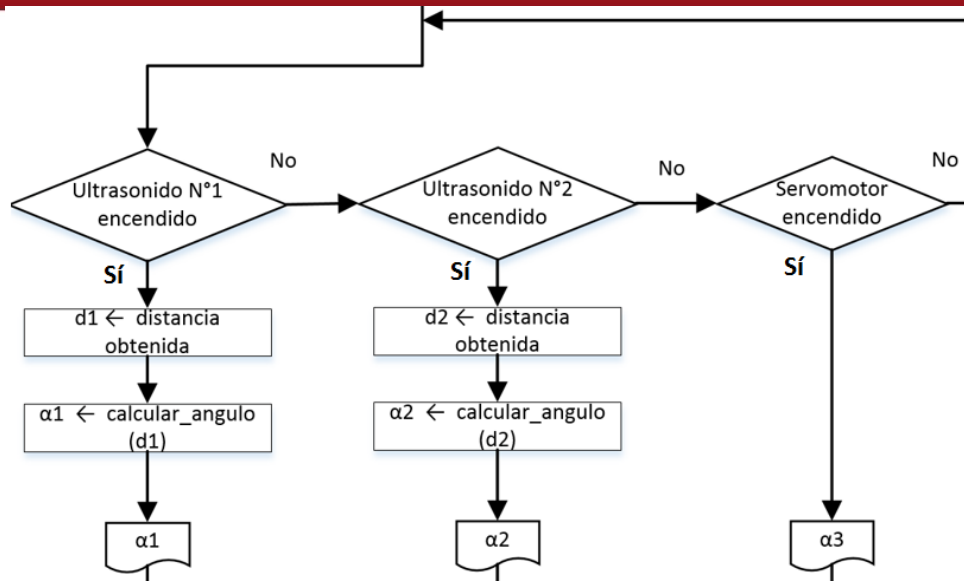


Figura 5.13: Sección del diagrama de flujo referente a la lectura de desplazamientos

Ahora, en la Figura 5.14, se observa que, de acuerdo al ángulo obtenido indirectamente por el sensor ultrasónico, se accionará un componente (uno de los motores con reducción y servomotor). Si el ángulo configurado por el usuario llegara a alguno de sus límites (inferior o superior), el actuador tendrá que girar en el sentido opuesto al que estaba anteriormente. Finalmente, una vez que se cumplan la cantidad de ciclos predeterminedada por el usuario, el programa procederá a cumplir con el evento 3 que es básicamente el retornar el implante a su posición inicial para su posterior retiro del equipo de ensayo.

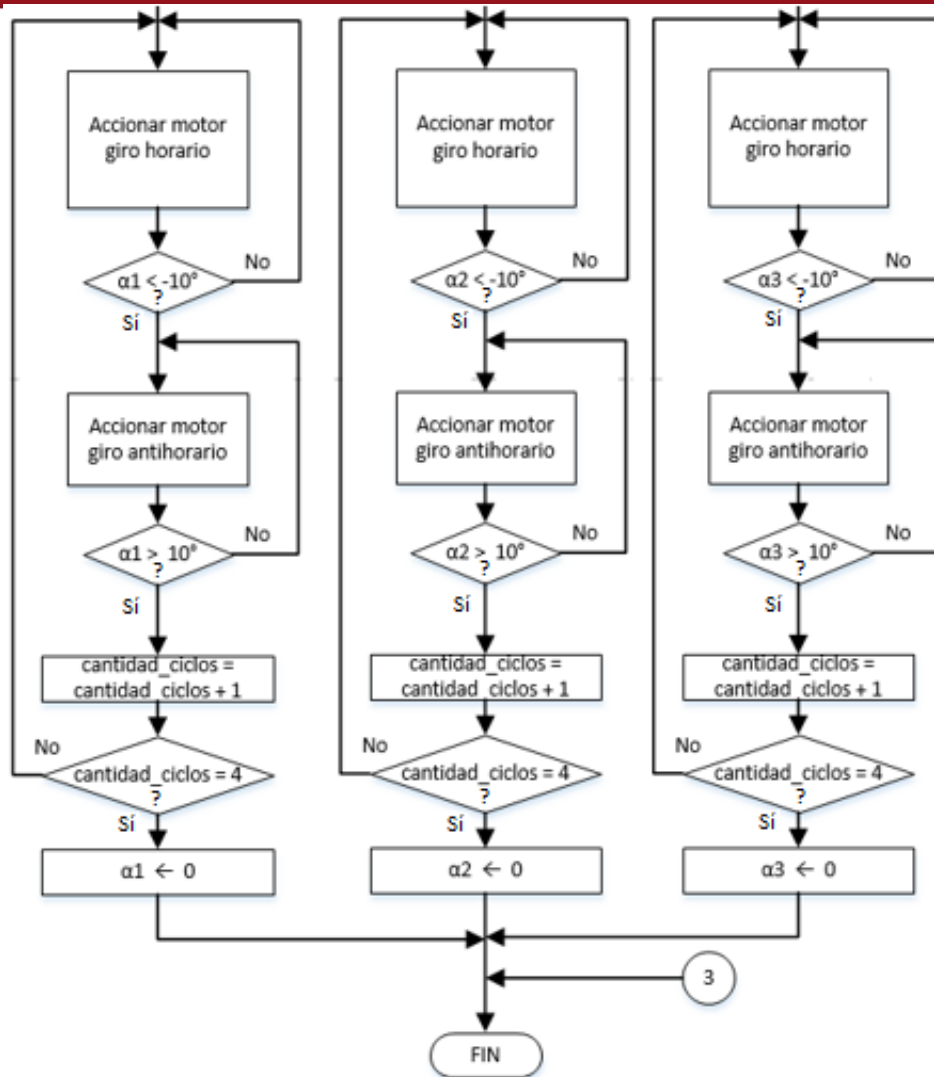


Figura 5.14: Sección del diagrama de flujo referente al accionamiento de cada motor y servomotor

En la Figura 5.15, se observa que desde el evento 1 ya mencionado anteriormente, se obtiene una lectura de voltaje, el cual, mediante una relación matemática, se representará en fuerza de gramos. Luego, a partir de la lectura de los datos ingresados (constantes del controlador PID) por el usuario, se obtiene un valor “PID” con el cual se podrá controlar la velocidad en la operación del equipo. Por otro lado, se obtiene un valor de “Error” obtenido a partir de la diferencia entre el valor de referencia ingresada por el usuario y la variable “g” que representa a la fuerza axial a la cual está siendo sometida el implante.

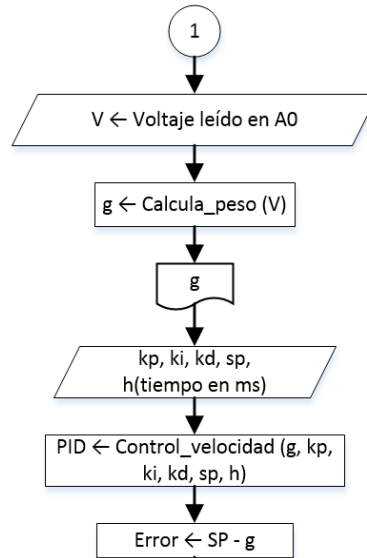


Figura 5.15: Sección del diagrama de flujo referente al accionamiento del actuador lineal

Una vez que se obtiene ese valor de “Error”, se compara (se muestra en la Figura 5.16) con valores de “0” y de acuerdo al resultado, accionará el correspondiente vástago para poderlo desplazar verticalmente hacia arriba o hacia abajo según convenga para posicionar el implante deseado. Finalmente, el usuario definirá si es que se desea retirar el implante por lo que se deberá accionar el actuador lineal hacia abajo y proceder con el retiro del implante. Los eventos 2 y 3 ya fueron mencionados anteriormente, siendo el 3 empleado únicamente para retirar el implantes una vez finalizado el ensayo de fatiga.

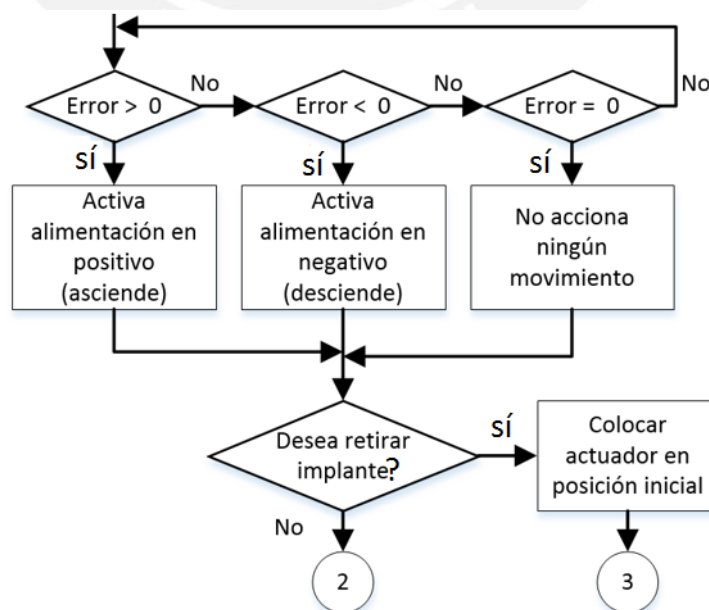


Figura 5.16: Sección del diagrama de flujo referente al ingreso y retiro del implante

En la Figura 5.17 se muestra las conexiones entre los diferentes componentes como los motores con reducción, servomotor, sensores ultrasónicos, sensor de fuerza FSR, las fuentes de alimentación, microcontrolador, entre otros. Esta pequeña implementación permitirá simular la interfaz Arduino – LabVIEW con el usuario; esto es, hacer girar los servomotores hasta cierto desplazamiento angular que deberá ser reflejado en el correspondiente movimiento del implante.

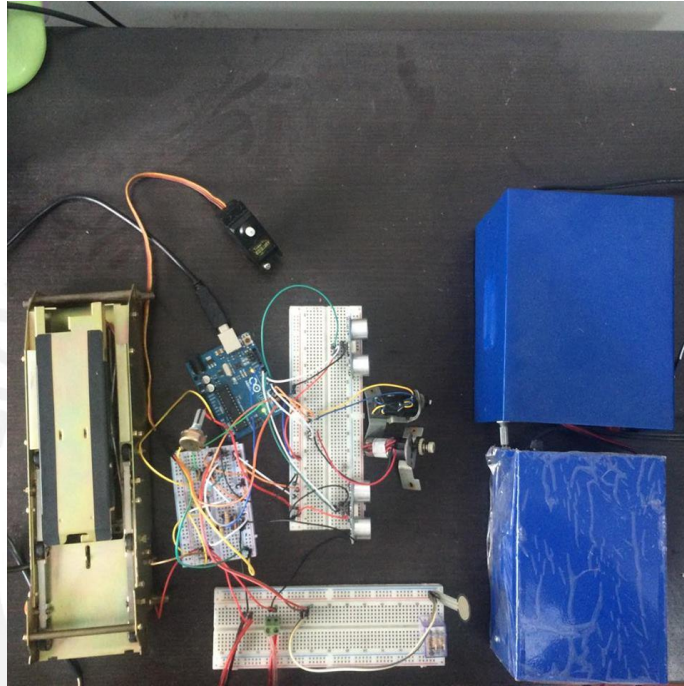


Figura 5.17: Implementación parcial para simular la interfaz Arduino – LabVIEW

CAPÍTULO 6

SIMULACIONES Y RESULTADOS

En el presente capítulo se muestran algunos de los resultados y simulaciones obtenidas usando la interfaz LabVIEW – Arduino. Sin embargo, debido a la complejidad y falta de algunos materiales, se expondrá la simulación para una sola superficie; es decir, se presentará las simulaciones únicamente para un movimiento.

Se mostrarán algunos gráficos con los que se puede obtener algunas conclusiones. Como ya se sabe, se manipularán las constantes del controlador PID para ver los efectos que ocasiona en el sistema; para un mejor entendimiento, se sugiere observar la Tabla 6.1 donde se observan los diferentes efectos que ocasiona el combinar las variables.

Tabla 6.1: Efectos de cada constante de un controlador PID. [40]

	Rise time	Over shoot	Settling Time	Steady State Error
K_p	Decrease	Increase	Small change	Decrease
K_d	Small change	Decrease	Decrease	No change
K_i	Increase	Decrease	Increase	Eliminate

Asimismo, en la Figura 6.1 se muestra los diferentes comportamientos cuando se utilizan las constantes independientemente.

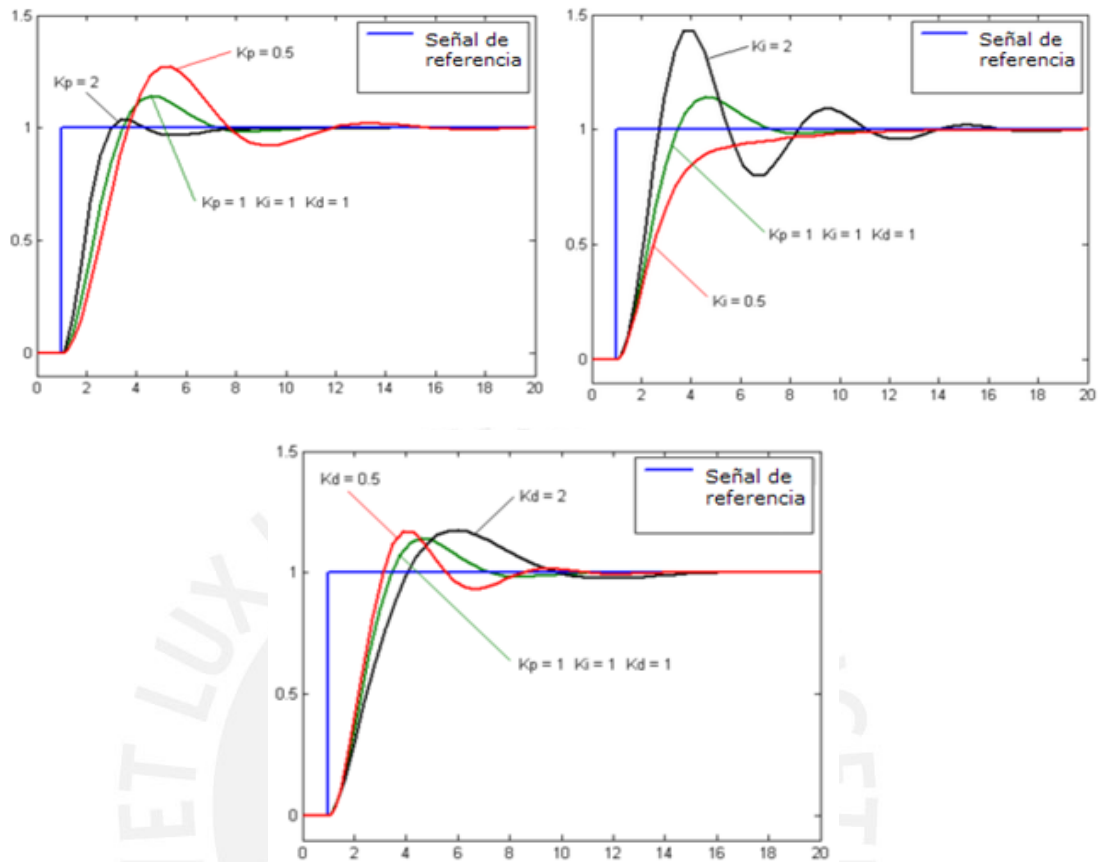


Figura 6.1: Curvas teóricas usando diferentes valores de las constantes del controlador PID, independientemente. [41]

Ahora, se mostrarán los resultados al usar las constantes del controlador PID.

En primera instancia, en la Figura 6.2 se muestra la simulación sin utilizar ningún tipo de controlador, esto es, con valores iguales a cero en las tres constantes. Esta figura se tomará como referencia para las comparaciones que se realizarán a continuación.

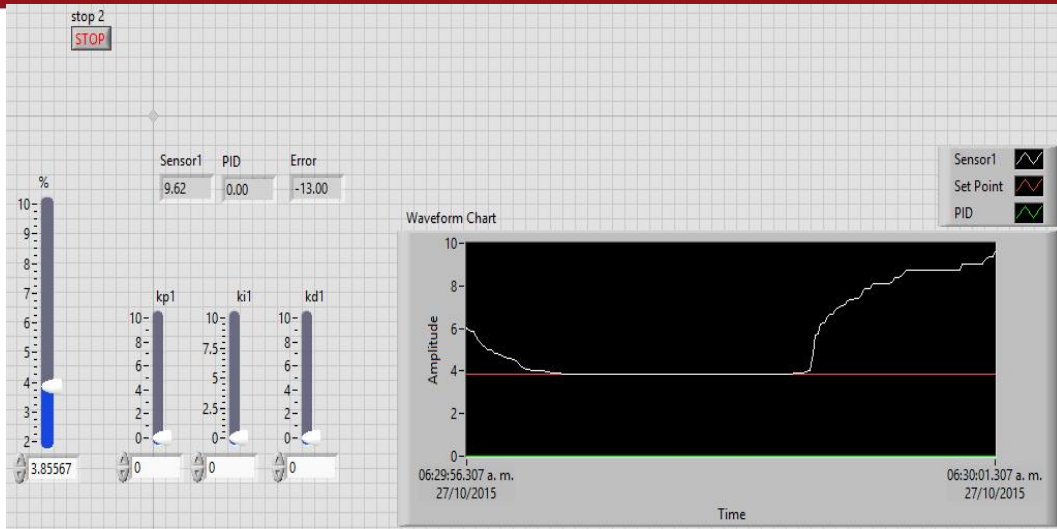


Figura 6.2: Simulación sin variables de control

En la Figura 6.3, se muestra la manipulación del valor de la constante proporcional a 6; mientras que en la Figura 6.4, con un valor de 10, sin embargo, no se presentaron cambios resaltantes con respecto a lo mostrado en la Figura 6.2.

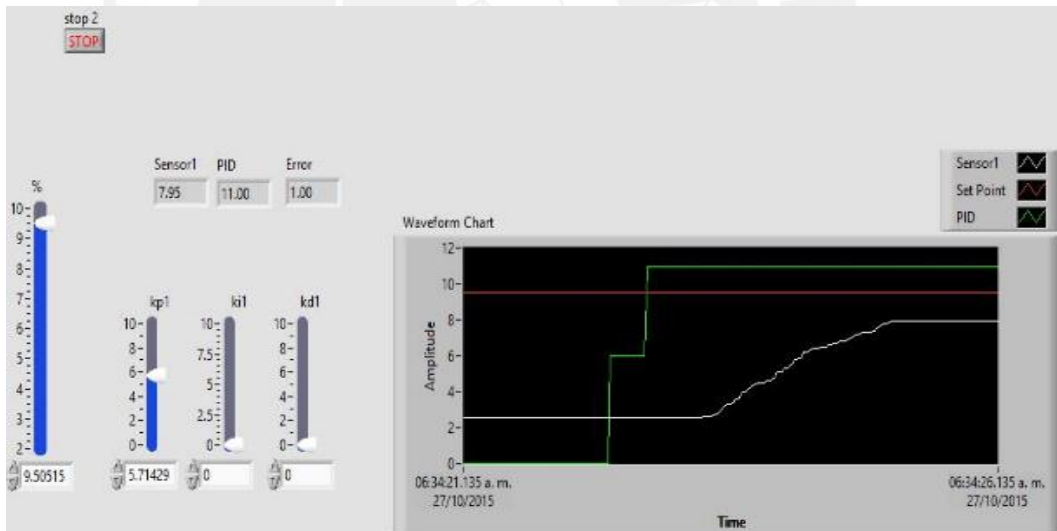


Figura 6.3: Simulación con valor de constante proporcional igual a 6

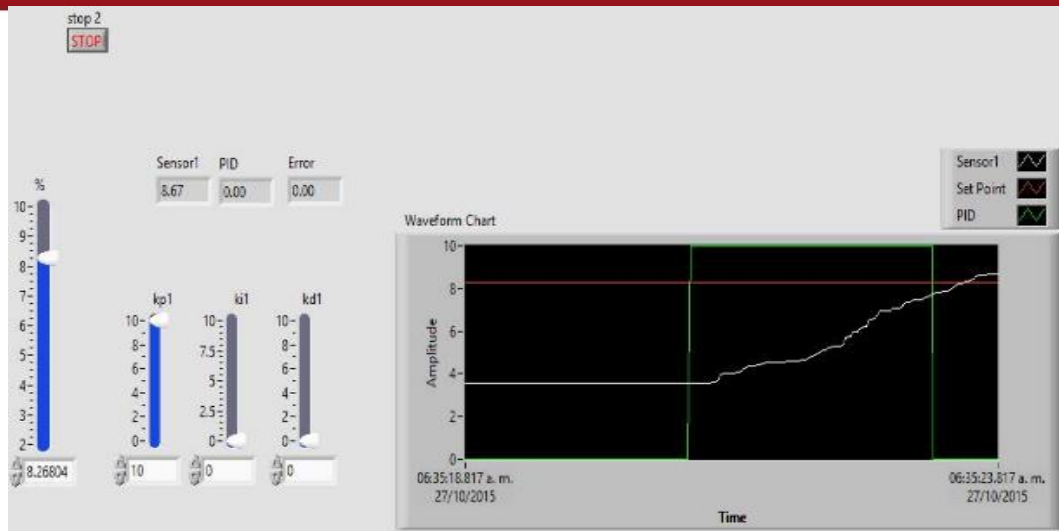


Figura 6.4: Simulación con valor de constante proporcional igual a 10

Como se puede observar en la Figura 6.5, con un valor de la constante derivativa equivalente a 5, se obtuvo una demora aproximada de tres segundos para lograr la estabilización.

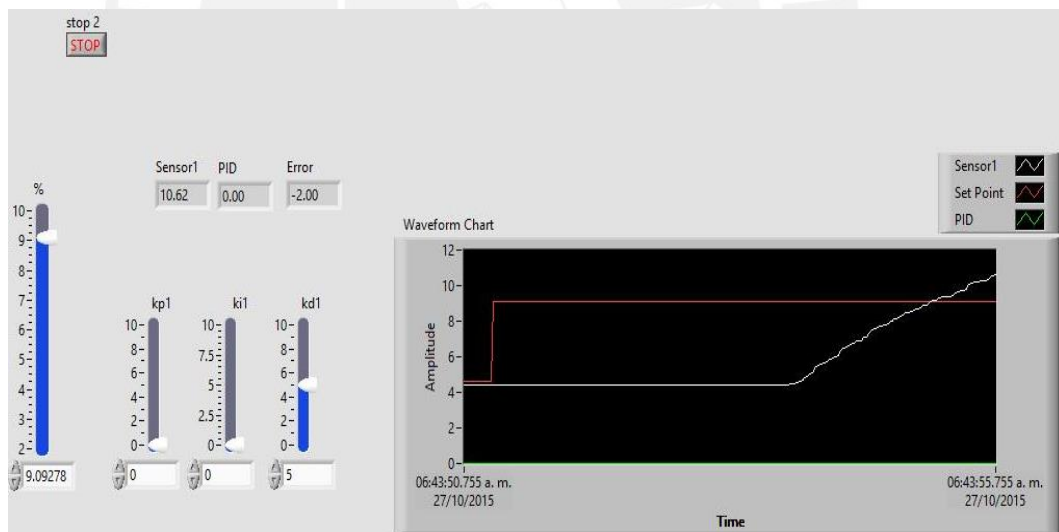


Figura 6.5: Simulación con valor de constante derivativa igual a 5

Asimismo, en la Figura 6.6 se muestra la simulación con un valor de constante derivativa igual a 10, conllevando a solo demorar dos segundos para que el sistema pueda estabilizarse.

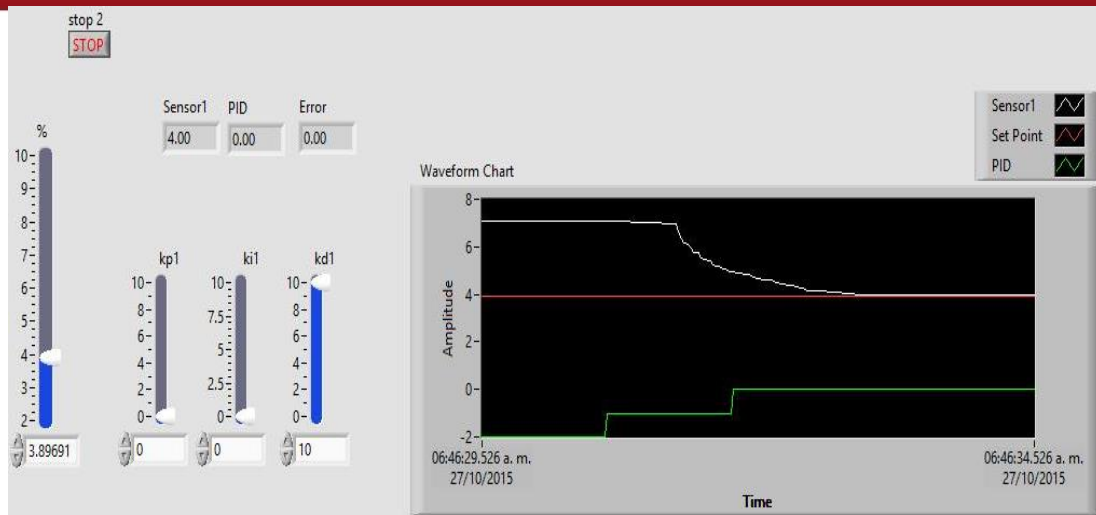


Figura 6.6: Simulación con valor de constante derivativa igual a 10

De acuerdo a la Tabla 6.1, se concluye que sí se cumple de acuerdo a la Teoría de Control, esto es, para valores grandes de esta constante se esperan sobre impulsos mayores, los cuales consecuentemente se estabilizarán luego de un tiempo mayor que al usar pequeños valores de la constante.

Lo explicado anteriormente se puede ver claramente en la Figura 6.1, donde se muestra que para un valor de la constante derivativa de 0.5, el sobre impulso es mayor, pero presenta un tiempo de estabilización menor que cuando se prueba con un valor de constante igual a 2. Si bien es cierto que, al usar un valor de 2, se tiene un tiempo prolongado de estabilización, este presenta un sobre impulso menor. De acuerdo a los requerimientos del usuario final, el desplazamiento angular se debe cumplir con bastante precisión por lo que el tiempo de estabilización debe ser el menor posible, caso contrario, en ese tiempo prolongado se tendría un mayor desplazamiento al esperado por el ensayo. Así se concluye que debemos contar con un valor pequeño de la constante derivativa, esto es, menor a 1.

En la Figura 6.7 se observa el correspondiente comportamiento cuando se usa solo la constante integrativa del controlador PID con valor de 1.5 y en la Figura 6.8, con un valor de 7. De estas figuras se observa que para valores grandes de esta constante, incrementará el sobre impulso hasta poder llegar a tener un sistema inestable, es decir, no deseado en ningún tipo de controlador. Por otro lado, al usar valores pequeños se logra reducir claramente el sobre impulso y el tiempo de estabilización es pequeño.

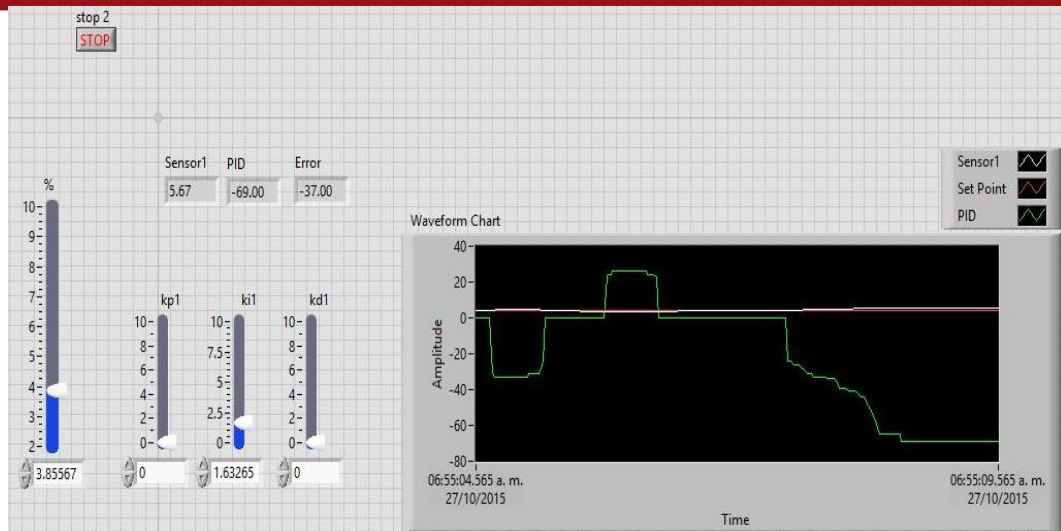


Figura 6.7: Simulación con valor de constante integrativa igual a 1.5

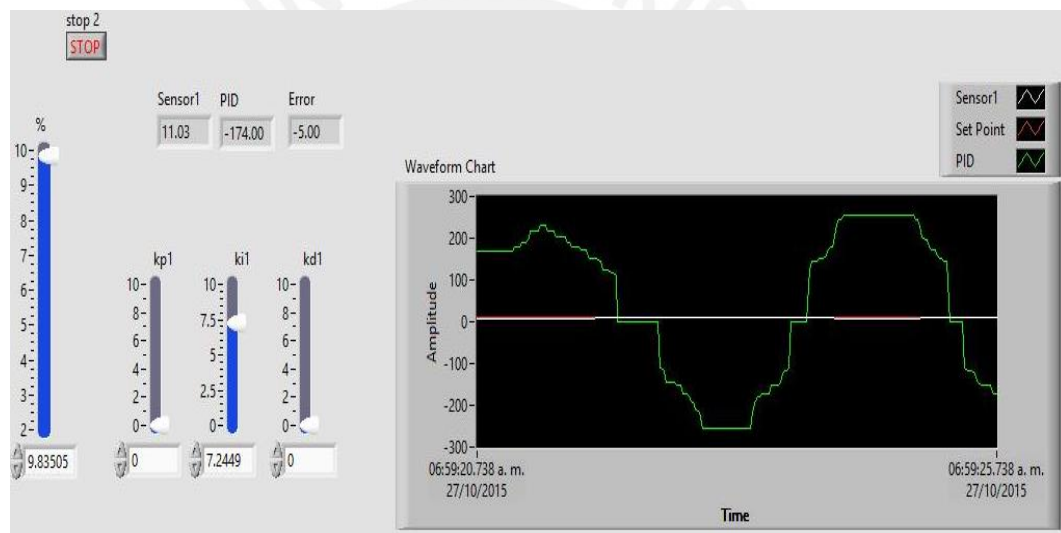


Figura 6.8: Simulación con valor de constante integrativa igual a 7

Como se explicó anteriormente, en este tipo de ensayos se busca tener el menor tiempo de estabilización para evitar excesivos desplazamientos angulares con respecto a los requerimientos planteados.

Finalmente, en la Figura 6.9 se muestra la manipulación de los tres parámetros con el cual se busca contar con el menor sobre impulso, pero sobre todo se buscará el menor tiempo de estabilización. Así, se escogerá un valor grande de la constante derivativa con el cual se tendrá un gran sobre impulso, pero el mismo se reducirá notablemente usando un valor muy pequeño de la constante integrativa, que a su vez permitirá tener

un tiempo de estabilización pequeño cumpliendo con lo deseado para el ensayo del implante a usar.

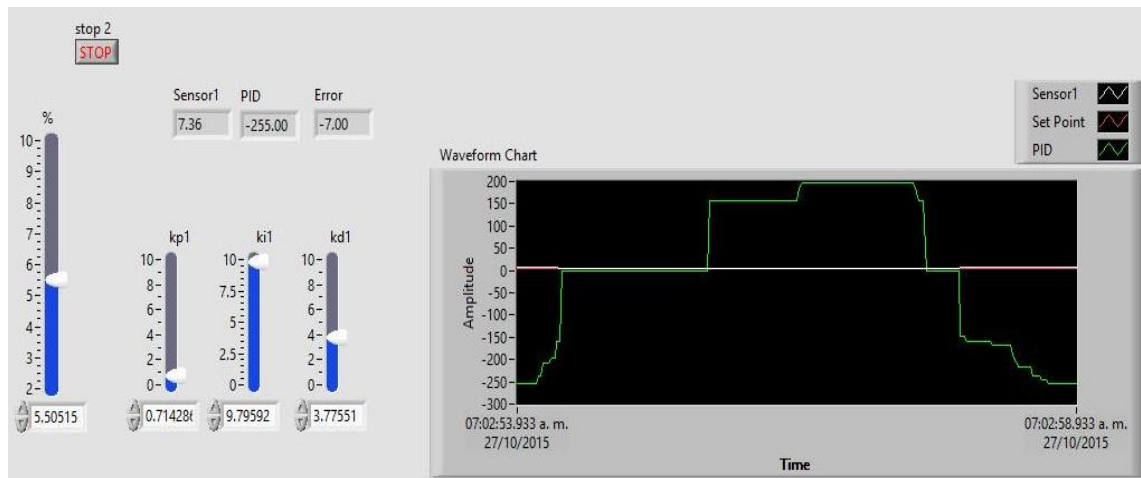


Figura 6.9: Resultados de manipular las constantes proporcional, derivativa e integrativa del controlador PID

En el capítulo se explicaron las diferentes situaciones a la que podría estar expuesta el dispositivo, esto es, para cada uno de los movimientos incluidos en el ensayo de fatiga.

CAPÍTULO 7

PLANOS Y COSTOS DE FABRICACIÓN

7.1 Especificaciones del sistema

Entre las especificaciones principales del sistema, que permiten su buen uso, se tienen las siguientes:

Potencia de salida	: 36 W
Alimentación	: 220/440 VDC
Intensidad de corriente	: 3/2 A
Frecuencia	: 60 Hz
Altura	: 0,7 m
Anchura	: 0,21 m
Profundidad	: 0,41 m

Es importante mencionar que si bien el sistema puede ser conectado desde corriente directa, finalmente se usa un transformador para 12 VDC (alimentación para el actuador lineal) y así, de acuerdo a la corriente máxima (calculada, en el Capítulo 4) que utiliza el mismo, se obtiene una potencia máxima de 36 W.

7.2 Lista de planos

El diseño cuenta con 16 planos. Se determinó que la nomenclatura sea la siguiente:
EEF-XXX-PYY-AZ

EEF : Equipo de ensayo de fatiga

PYY : Plano N° YY

XXX : Tipo de plano

AZ : Tamaño de hoja

En la Tabla 7.1 se observa la lista de los planos de acuerdo a la nomenclatura determinada anteriormente. Entre ellos se tiene tanto planos de ensamble como de despiece.

Tabla 7.1: Lista de planos de equipo de ensayo de fatiga de implantes de disco intervertebral

NOMBRE Y ABREVIACIÓN DE PLANOS	
Abreviación	Nombre
EEF-ENS-P01-A1	Plano de ensamble del equipo de ensayo de fatiga con y sin tapa
EEF-ENS-P02-A0	Plano de ensamble del equipo de ensayo de fatiga
EEF-ENS-P03-A3	Plano de ensamble del esqueleto
EEF-ENS-P04-A3	Plano de ensamble del soporte flotante
EEF-ENS-P05-A3	Plano de ensamble de tapa
EEF-ENS-P06-A4	Plano de ensamble de nervio
EEF-ENS-P07-A4	Plano de ensamble de soporte cuadrado
EEF-ENS-P08-A4	Plano de ensamble de la plancha para pared
EEF-ENS-P09-A4	Plano de ensamble de plancha extra intermedia
EEF-ENS-P10-A4	Plano de ensamble de plancha extra soldada
EEF-ENS-P11-A4	Plano de ensamble de soporte de motor con reducción
EEF-ENS-P12-A4	Plano de ensamble de primera parte de superficie I
EEF-ENS-P13-A4	Plano de ensamble de segunda parte de superficie II
EEF-ENS-P14-A4	Plano de ensamble de tubo especial
EEF-DES-P15-A4	Plano de despiece de segunda superficie
EEF-DES-P16-A4	Plano de despiece de alas de segunda superficie

7.3 Estimado de costos del equipo

En esta sección se presentan los costos estimados por el diseño, fabricación, y armado.

7.3.1 Costo de diseño

Debido a la complejidad y funcionalidad del equipo, se estima un costo total de S/. 3000 (tres mil con 00/100 nuevos soles), esto es considerando únicamente el diseño

del equipo que incluye el determinar las dimensiones y materiales de cada parte mecánica.

7.3.2 Costos de fabricación

Se diferencian dos tipos de costos para la fabricación, estos son, de los elementos seleccionados y de los elementos elaborados.

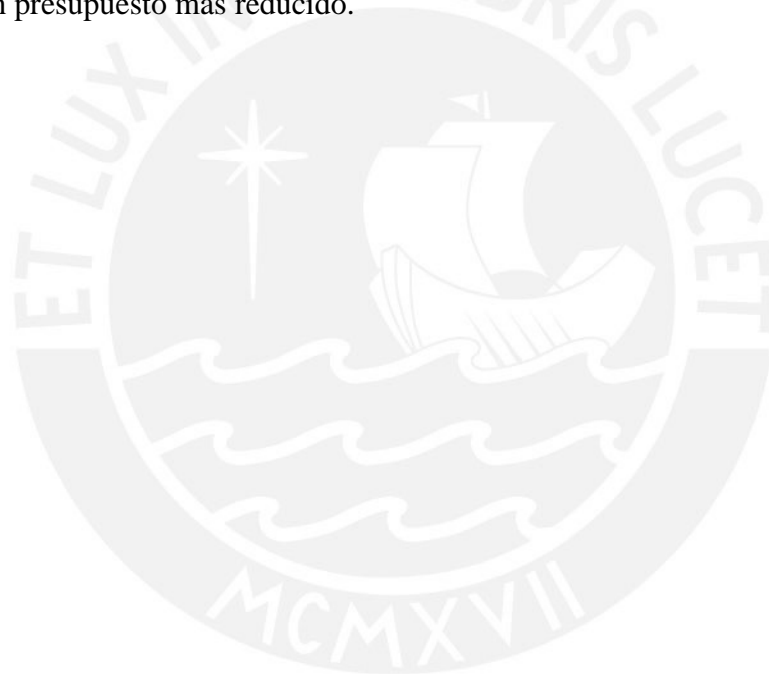
Tabla 7.2: Presupuesto elementos seleccionados de la parte mecánica

DESCRIPCIÓN	RAZÓN SOCIAL	PRECIO UNITARIO (S/.)	CANTIDAD	PRECIO (S/.)
Tornillo DIN 933 - M2 x 5	RUMI IMPORT S.A.	0.32	30	9.6
Tornillo DIN 933 - M2 x 8	RUMI IMPORT S.A.	0.42	4	1.68
Tornillo DIN 912 - M2.5 x 10	RUMI IMPORT S.A.	0.62	20	12.4
Tornillo DIN 933 - M3 x 10	RUMI IMPORT S.A.	0.12	2	0.24
Tornillo DIN 933 - M3 x 20	RUMI IMPORT S.A.	0.19	2	0.38
Tornillo DIN 933 - M4 x 8	RUMI IMPORT S.A.	0.14	6	0.84
Tornillo DIN 933 - M4 x 10	RUMI IMPORT S.A.	0.14	21	2.94
Tornillo DIN 933 - M4 x 12	RUMI IMPORT S.A.	0.15	8	1.2
Tornillo DIN 933 - M5 x 20	RUMI IMPORT S.A.	0.21	16	3.36
Tornillo DIN 933 - M6 x 18	RUMI IMPORT S.A.	0.24	12	2.88
Tornillo DIN 933 - M12 x 20	RUMI IMPORT S.A.	1.15	2	2.3
Arandela DIN 988 - S2.5 x 6	RUMI IMPORT S.A.	0.03	20	0.6
Arandela DIN 988 - S3 x 6	RUMI IMPORT S.A.	0.03	4	0.12
Arandela DIN 988 - S4 x 8	RUMI IMPORT S.A.	0.03	35	1.05
Arandela DIN 988 - S5x 10	RUMI IMPORT S.A.	0.06	16	0.96
Arandela DIN 988 - S6 x 12	RUMI IMPORT S.A.	0.08	12	0.96
Tuerca DIN 912 - M2.5	RUMI IMPORT S.A.	0.05	20	1
Tuerca DIN 933 - M3	RUMI IMPORT S.A.	0.05	4	0.2
Tuerca DIN 933 - M4	RUMI IMPORT S.A.	0.06	35	2.1
Tuerca DIN 933 - M5	RUMI IMPORT S.A.	0.06	16	0.96
Tuerca DIN 933 - M6	RUMI IMPORT S.A.	0.08	12	0.96
Tuerca DIN 1587 M12	RUMI IMPORT S.A.	1.14	2	2.28
Cremallera 15 x 15 x 100	EQUIPOS MECÁNICOS S.A.	3.5	2	7
Engranaje diámetro 25mm	EQUIPOS MECÁNICOS S.A.	4	4	16
Chumacera 1/2"	EQUIPOS MECÁNICOS S.A.	10	1	10
Deslizador lineal FXR 155mm	LINEAR & TELESCOPIC SLIDES	40	4	160
Carrito deslizantes FXR	LINEAR & TELESCOPIC SLIDES	27	4	108
Riel TRACE 400mm	LINEAR & TELESCOPIC SLIDES	25	2	50
TOTAL ELEMENTOS SELECCIONADOS PARTE MECÁNICA (incluye IGV: 18%)				472.01

Debido a que la suma de costos de tornillos, tuercas y arandelas no afecta sustancialmente (menor a S/. 50.00) al presupuesto total, se considera los precios referenciales de la empresa “PrecisionTechnologySupplies” localizada en Europa.⁶

El costo de los demás elementos fue consultados telefónicamente a las correspondientes empresas: Equipos Médicos S.A. y Linear & Telescopic Slides.

En la Tabla 7.2 y Tabla 7.3 se muestran los presupuestos de los elementos seleccionados tanto mecánicos como electrónicos y de control. Es importante mencionar que el presupuesto incluye IGV de 18% y que no se consideran costos de envío de estos componentes ya que todos los proveedores son locales. Esto nos permite tener un presupuesto más reducido.



⁶ Fuente: http://www.pts-uk.com/Products/Hexagons_Hexagon_Head_Set_Screws Consultado el 03 de Noviembre del 2015

Tabla 7.3: Presupuesto elementos seleccionados de la parte electrónica y control

DESCRIPCIÓN	RAZÓN SOCIAL	PRECIO UNITARIO (S/.)	CANTIDAD	PRECIO (S/.)
Sensor ultrasónico HC-SR04	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	11	2	22
Actuador lineal 0-200N	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	180	1	180
Servomotor 15 Kg/cm	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	25	2	50
Motores con reducción	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	8.5	4	34
Circuito PCB con Arduino	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	36	2	72
Arduino Uno	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	85	1	85
Pack de 60 cables de colores	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	8.5	1	8.5
Transformador 12V 1A	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	35	1	35
Octoacoplador	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	4.3	2	8.6
MOSFET IFR540	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	3.5	2	7
Resistencia 10K	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	0.1	10	1
Resistencia 4.5 K	ELECTRONICA HI-FI S.A.C	0.15	10	1.5
Sensor de fuerza FlexiForce A201	BORA IMPORT S.A.C.	30	1	30
Protoboard	BORA IMPORT S.A.C.	20.5	1	20.5
Multímetro	BORA IMPORT S.A.C.	33	1	33
Cable USB -impresora	BORA IMPORT S.A.C.	5	1	5
Switch ON - OFF	BORA IMPORT S.A.C.	2.8	1	2.8
Fuente 2 A	REBOBINADOS "CHOQUE"	30	1	30
TOTAL ELEMENTOS SELECCIONADOS PARTE ELECTRÓNICA Y CONTROL (incluye IGV: 18%)				738.56

En el Anexo F se muestra las proformas de los componentes electrónicos y de control.

En la Tabla 7.4 se muestra el material y las dimensiones para la elaboración de los elementos. También se debe aclarar que se consideraron valores estimados de costo de las diferentes operaciones a las cuales se sometieron los materiales

Fresadora	: 12 \$/h	Corte	: 6 \$/h
Torno	: 8 \$/h	Banco	: 6 \$/h
Taladro	: 6 \$/h	Rolado	: 0.3 \$/kg
Soldadura	: 10 \$/m		

A la fecha, se considera un tipo de cambio de 1 dólar por 3.37 soles⁷.

Tabla 7.4: Lista de materiales para la fabricación de elementos

Ítem	Elemento	Material	Dimensiones
01	Agarre inferior del Mobi - C	Barra circular inoxidable	1" x 30 mm
02	Agarre superior del Mobi - C	Barra cuadrada inoxidable	1" x 30 mm
03	Alas	Plancha LAC	28 x 20 x 2 mm
04	Base total	Plancha LAC	410 x 200 x 20
05	Cuadrado interior del tubo especial	Cuadrado LAC	1/2" 35 mm
06	Mitad de aro	Plancha LAC	55 x 9 x 2 mm
07	Nervio posterior	Platina LAC	400 mm x 20 mm x 2"
08	Nervio delantero	Plancha LAC	140 x 60 x 5m
09	Nervio triangular	Plancha LAC	250 x 120 x 5 mm
10	Base I	Cuadrado LAC	1" 30 mm
11	Placa para soporte deslizante (en pared delgada)	Plancha LAC	47 x 30 x 2 mm
12	Placa para soporte deslizante (en pared gruesa)	Plancha LAC	55 x 30 x 2 mm
13	Plancha agujero superior	Plancha LAC	143 x 70 x 1 mm
14	Plancha para compresora parte I (pared)	Plancha LAC	105 x 80 x 3mm
15	Plancha para compresora parte II (base)	Plancha LAC	80 x 80 x 5.5 mm
16	Plancha compresora parte 3 (base circular)	Barra circular LAC	3/4" x 2 mm
17	Plancha lateral	Plancha LAC	220 x 162 x 2 mm
18	Plancha costado sin hueco	Plancha LAC	220 x 112 x 2 mm
19	Plancha costado sin hueco pequeña	Plancha LAC	200 x 25 x 2 mm
20	Plancha base	Plancha LAC	80 x 120 x 4 mm
21	Plancha intermedia	Plancha LAC	166 x 118 x 4 mm
22	Plancha extra	Plancha LAC	650 x 200 x 10 mm
23	Plancha primera parte superficie I	Plancha LAC	86 x 70 x 2 mm
24	Plancha segunda parte de la superficie I	Plancha LAC	86 x 70 x 2mm
25	Soporte planchas	Plancha LAC	120 x 440 x 5 mm
26	Elemento de sujeción para el servo I	Platina LAC	75 x 30 x 1 mm
27	Elemento de sujecion para motores con reducción II y III	Platina LAC	30 x 10 x 1 mm
28	Placas atornilladas de la superficie I	Platina LAC	13 x 30 x 2 mm
29	Taco base	Platina LAC	410 x 20 x 5 mm
30	Tubo pared delgada	Tubo cuadrado LAC	12.7 x 0.9 x 110 mm
31	Barrita de prueba de 40mm	Barra circular LAC	1" x 40 mm
32	Barrita de prueba de 60mm	Barra circular LAC	1" x 60 mm
33	Barrita de prueba de 80mm	Barra circular LAC	1" x 80 mm

Por otro lado, se muestra la Tabla 7.5 donde se indican los compuestos a obtener con la lista de materiales presentados en la Tabla 7.4.

⁷ Tipo de cambio consultado el 19 de Noviembre del 2015

Tabla 7.5: Lista de compuestos para la estructura del dispositivo

34	Plancha compresora
35	Plancha extra intermedia I
36	Plancha extra soldada
37	Soporte flotante
38	Primera parte superficie I
39	Segunda parte superficie I
40	Superficie II
41	Alas para superficie II
42	Tapa
43	Tubo especial
44	Esqueleto

En el Anexo G se muestra un catálogo donde se indican precios referencias de los elementos metálicos. Considerar que el “Costo por Unidad”, mostrada en la Tabla 7.5, fue obtenido a partir del catálogo mencionado anteriormente.

En la Tabla 7.6 se observa la estimación de los costos por la fabricación de los elementos compuestos presentados en la Tabla 7.5.

7.3.3 Costos de armado

Aparte de lo presentado en la Tabla 7.6, se debe considerar el costo del armado del equipo que de acuerdo a lo consultado con la empresa VyP ICE SAC, se podría realizar el armado de este equipo en 2 días útiles. El precio referencial es de 20 soles/h.hombre y el trabajo se realiza entre dos personas; así el costo total del armado es de S/. 640.00 (seiscientos cuarenta con 00/100 nuevos soles).

Finalmente, en la Tabla 7.7 se presenta la estimación total de costos por la fabricación del dispositivo para realizar ensayos de fatiga sobre los implantes.

Tabla 7.7: Estimación total de costos por la fabricación del equipo

COSTO DISEÑO	3000.00
COSTO FABRICACIÓN	
1. ELEMENTOS MECANICOS SELECCIONADOS	472.01
2. ELEMENTOS ELECTRÓNICOS SELECCIONADOS	738.56
3. ELEMENTOS ELABORADOS	729.52
SUB TOTAL COSTO FABRICACIÓN	1940.09
COSTO ARMADO	640.00
COSTO TOTAL DEL EQUIPO	5580.09

Es claro que el presupuesto calculado (S/. 5,580.09) por el sistema se encuentra muy por debajo del costo por las máquinas (mínimo \$ 8000.00), mostradas en el capítulo 2, usadas para realizar las pruebas de fatiga sobre los implantes. Adicionalmente, se debe mencionar que el dispositivo no fue diseñado solamente para implantes que soporten cargas axiales de 75 N (como se indica en la ficha técnica⁸ del implante cervical), sino también para otro tipo de aplicaciones ya que los cálculos fueron realizados para cargas de hasta 1000 N.

⁸ Fuente: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf11/P110002b.pdf Consultado el 24 de Agosto del 2015

Tabla 7.6: Estimación de costos por la fabricación de los elementos

	ítem	Costo por unidad (S/.)	Cantidad	Costo total de material (S/.)	Procesos de manufactura							Costo total de procesos (S/.)	Costo total (S/.)
					Fresa	Torno	Taladro	Soldadura	Corte	Banco	Rolado		
Agarre inferior del Mobi - C	01	2	1	2	0.8	0.3	0	0	0.1	0.1	0	39.04	41.04
Agarre superior del Mobi - C	02	2	1	2	0.8	0.3	0	0	0.1	0.1	0	39.04	41.04
Alas	03	1	2	2	0	0	0	0	0.1	0.1	0	3.84	5.84
Base total	04	32.3	1	32.3	0	0	0.3	0	0.8	0.8	0	33.6	65.9
Cuadrado interior del tubo especial	05	8	1	8	0.5	0	0.3	0	0.1	0.1	0	27.84	35.84
Mitad de aro	06	4.2	2	8.4	0	0	0	0	0.1	0.1	1	4.32	12.72
Nervio posterior	07	8.9	2	17.8	0	0	0.3	0	0.5	0	0	14.4	32.2
Nervio delantero	08	11.9	2	23.8	0	0	0	0	0.5	0	0	9.6	33.4
Nervio triangular	09	12	2	24	0	0	0	0	0.5	0	0	9.6	33.6
Base I	10	2.4	1	2.4	0	0	0.5	0	0.1	0.5	0	21.12	23.52
Placa para soporte deslizante (en pared delgada)	11	1.1	1	1.1	0	0	0.3	0	0.3	0.5	0	19.2	20.3
Placa para soporte deslizante (en pared gruesa)	12	1.1	1	1.1	0	0	0.3	0	0.3	0.5	0	19.2	20.3
Plancha agujero superior	13	21	1	21	0	0	0.3	0	0.8	1	0	38.4	59.4
Plancha para compresora parte I (pared)	14	3.7	1	3.7	0	0	0.5	0	0.5	0.5	0	28.8	32.5
Plancha para compresora parte II (base)	15	5.1	1	5.1	0	0	0.5	0	0.3	0.3	0	19.2	24.3
Plancha compresora parte 3 (base circular)	16	1	1	1	0.3	0	0.3	0	0.1	0	0	16.32	17.32
Plancha lateral	17	13	1	13	0	0	0.3	0	0.5	0.5	0	24	37
Plancha costado sin hueco	18	14	1	14	0	0	0	0	0.5	0.5	0	19.2	33.2
Plancha costado sin hueco pequeña	19	7.2	1	7.2	0	0	0	0	0.3	0.5	0	14.4	21.6
Plancha base	20	9.1	1	9.1	0	0	0.3	0	0.5	0.5	0	24	33.1
Plancha intermedia	21	8.7	1	8.7	0	0	0.3	0	0.3	0.5	0	19.2	27.9
Plancha extra	22	24.8	1	24.8	0	0	0.3	0	0.5	0.5	0	24	48.8
Plancha primera parte superficie I	23	4.7	1	4.7	0	0	0.5	0	0.3	0.5	0	24	28.7
Plancha segunda parte de la superficie I	24	4.3	1	4.3	0	0	0.5	0	0.3	0.5	0	24	28.3
Soporte planchas	25	11	2	22	0	0	0.8	0	0.5	1	0	43.2	65.2
Elemento de sujeción para el servo I	26	1	2	2	0	0	0.5	0	0.3	0.5	0	24	26
Elemento de sujeción para motores con reducción II y III	27	1	4	4	0	0	0.3	0	0.3	0.3	0	14.4	18.4
Placas atornilladas de la superficie I	28	2.4	2	4.8	0	0	0.3	0	0.5	0.5	0	24	28.8
Taco base	29	5	1	5	0	0	0	0	0.3	0	0	4.8	9.8
Tubo pared delgada	30	2.1	1	2.1	0	0	0	0	0.1	0.3	0	6.72	8.82
Barrita de prueba de 40mm	31	1	1	1	0.3	0	0	0	0.3	0.3	0	19.2	20.2
Barrita de prueba de 60mm	32	1.8	1	1.8	0.3	0	0	0	0.3	0.3	0	19.2	21
Barrita de prueba de 80mm	33	2	1	2	0.3	0	0	0	0.3	0.3	0	19.2	21.2
COMPUESTOS													
Plancha compresora	34	0	1	0	0	0	0	0.25	0	0.3	0	12.8	13.8
Plancha extra intermedia I	35	0	1	0	0	0	0	0.25	0	1	0	27.2	28.2
Plancha extra soldada	36	0	1	0	0	0	0	0.25	0	0	0	8	9
Soporte flotante	37	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	32	33
Primera parte superficie I	38	0	1	0	0	0	0	0.5	0	0	0	16	17
Segunda parte superficie I	39	0	1	0	0	0	0	0.5	0	0	0	16	17
Superficie II	40	0	1	0	0	0	0	0.5	0	0	0	16	17
Alas para superficie II	41	0	2	0	0	0	0	0.25	0	0	0	8	10
Tapa	42	0	1	0	0	0	0	0.25	0	0	0	8	9
Tubo especial	43	0	1	0	0	0	0	0.25	0	0	0	8	9
Esqueleto	44	0	1	0	0	0	0	2	2	0	0	102.4	103.4
TOTAL ELEMENTOS ELABORADOS												729.52	

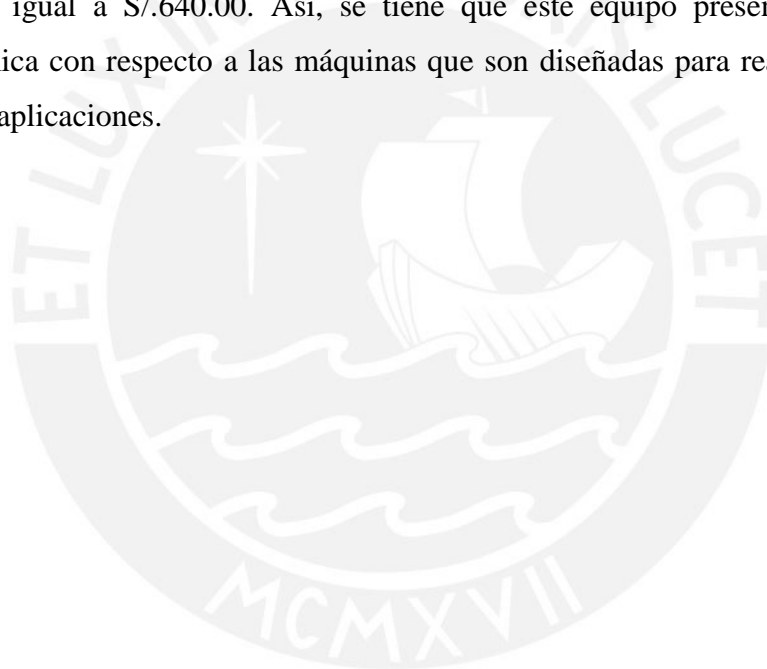
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- La mayoría de estos equipos de ensayo de fatiga y pruebas dinámicas, utilizan la neumática para estas aplicaciones; sin embargo, debido a la complejidad de su implementación, se propuso utilizar otro tipo de mecanismos, dispositivos electrónicos y actuadores con especificaciones técnicas (como potencia) capaces de lograr el buen funcionamiento del equipo.
- De acuerdo a las simulaciones que se presentan, se cumple la teoría de Teoría de Control con respecto al comportamiento en la respuesta usando cada una de las constantes del controlador PID.
- No se requiere de algún conocimiento especial o adicional sobre la mecánica, electrónica y control del sistema; ya que, solo se necesita colocar el implante en el dispositivo y usar una interfaz amigable con el usuario como lo es LabView-Arduino para llevar a cabo la prueba de fatiga.
- El dispositivo podría ser usado para aplicaciones futuras donde se requieran cargas mucho más altas que las mencionadas por las máquinas actuales, debido a que el diseño se hizo pensando en fuerzas cercanas a 1000N.
- Se puede observar que en las simulaciones el sistema no es muy exacto, es decir presenta algunos errores como era de esperarse; ya que, la tecnología que se usa no es de precisión, pero ayuda a obtener un sistema que explica la teoría del control.
- Este trabajo sirve como base para desarrollar equipos con mayor cantidad de aplicaciones no solo en el ámbito médico sino a nivel industrial, esto sin necesidad de utilizar equipos más complejos que funcionen mediante neumática y/o hidráulica.

CONCLUSIONES

- Para este trabajo se usó la Norma ISO 18192-1 de donde se obtuvieron las fuerzas y desplazamientos máximos generados en un ensayo de fatiga para implantes; datos que permitieron diseñar el equipo de ensayo de fatiga capaz de realizar los tres tipos de movimientos que deben presentar los implantes para disco intervertebral, esto es, movimientos en los planos sagital, frontal y transversal de un disco intervertebral natural.
- En este trabajo se procedió a colocar diversos valores aleatorios a las constantes (valores grandes) del PID lo que permitió obtener la inestabilidad del sistema.
- Es cierto que para este trabajo se tuvo como principio el hecho de que las máquinas actualmente utilizadas cuentan con dos partes totalmente independientes con el fin de realizar el mejor ajuste posible del implante; sin embargo, se realizaron modificaciones básicamente con los mecanismos de transmisión, esto es, se cambió la neumática comúnmente utilizada en estos equipos, por servomotores y motores eléctricos con reducción, manteniendo el buen funcionamiento del sistema para realizar los ensayos de fatiga.
- Así como en otras máquinas (con el mismo propósito que el presentado en este trabajo) se analiza el comportamiento de la estructura metálica, en este trabajo se realizó el diseño (mediante cálculos mecánicos) la misma con el fin de alcanzar los requerimientos para las pruebas de este tipo de implantes
- El equipo se conecta directamente a la corriente de 220 VAC, y su potencia máxima es de 36 W considerando que el componente generador de mayor potencia es el actuador lineal que se debe alimentar con 12 VDC y cuya corriente máxima es de 3A (2A nominal).
- Para garantizar los correctos desplazamientos angulares en cada uno de los planos, se usaron sensores ultrasónicos ya que se consideran de gran precisión.

- La estructura metálica fue diseñada no solo para alcanzar los requerimientos para las pruebas de este tipo de implantes, sino también para soportar cargas de hasta 1000 N considerando la amplia gama de aplicaciones que se pueden realizar con este mismo equipo.
- A pesar de que el dispositivo cuenta con uniones mediante soldadura, las piezas (en caso de falla o desgaste) pueden ser reemplazadas fácilmente ya que la mayoría de las uniones son mediante tornillos; por lo que se concluye su fácil mantenimiento.
- Se logró una estimación de costos aproximado de S/. 5,600.00. Este costo consta de tres partes: el costo de diseño igual a S/. 3,000.00, fabricación igual a S/.1,900.00 y armado igual a S/.640.00. Así, se tiene que este equipo presenta cierta ventaja económica con respecto a las máquinas que son diseñadas para realizar mucho más tipo de aplicaciones.



- [47] [ALVAREZ, 2011] ALVAREZ SÁNCHEZ, HELARD HENRY (2011), Análisis de Elementos Finitos para Disco Intervertebral
- [48] [STOKES, 2011] STOKES IAN A. F., LAIBLE JEFFREY, CARDNER-MORSE MACK G., COSTI JOHN J. y IATRIDIS JAMES C., 2011, Refinement of Elastic and Osmotic Tissue Properties of Intervertebral Disc to Analyze Behavior in Compression, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 30.



BIBLIOGRAFÍA

- [1] [OMS, 2014] Estudio realizado por la Organización Mundial de Salud. http://www.nacion.com/vivir/bienestar/personas-sufre-dolor-espalda-cronico_0_1410858911.html Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [2] [IRVING, 2014] IRVING M. SAPHIRO Y MAKARAND V. RISBUD. The intervertebral disc: Molecular and Structural Studies of the Disc in Health and Disease, 2014
- [3] [Patente US 7,708,776 B1, 2010] Jason Daniel Blain. Intervertebral disk replacement system and methods, 2003
- [4] Página web sobre reemplazo de discos intervertebrales. <http://www.betterdiscreplacement.com/mobi-c-complications.asp> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [5] Precios referenciales de la Clínica Ortopédica Alemana. <https://clinica-ortopedica-alemana.com/tratamiento-ortopedico/cirujano-de-columna-especializada/lista-de-precios-de-cirugia-de-espalda-y-co> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [6] [Patente US 7,708,776 B1, 2010] Jason Daniel Blain. Intervertebral disk replacement system and methods, 2003
- [7] “La columna vertebral”. Fuente: <http://biologiapuntocom.blogspot.com/2013/06/columna-vertebral.html> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [8] “Unidad funcional vertebral”. Fuente: <http://www.clinicapanamericana.com/informacion/lumbalgia-y-lumbociatica/> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [9] “Partes del disco intervertebral”. Fuente: <http://www.my-physical-therapy-coach.com/herniated-disk.html> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [10] [TORRES, 2008] TORRES CUECO RAFAEL (2008), La Columna Cervical: Evaluación clínica y aproximaciones terapéuticas, Vol. 2, pp. 70 – 80
- [11] [CORNEL, 2007] CORNEL U. DE JONGH, PROF. ANTON H. BASSON, Y PROF. CORNIE SCHEFFER, MEMBER, IEEE. Dynamic simulation of cervical spine following single-level cervical disc replacement, Agosto 2007.

- [12] “Posibles movimientos a través de la columna vertebral”. Fuente: <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/imprimir.asp?IdEntrega=66> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [13][GONZÁLEZ, 2013] GONZÁLEZ GUTIÉRREZ RAMIRO (2013), Biomecánica del disco intervertebral a compresión, pp. 90 – 94.
- [14] [LUXMOORE, 2013] LUXMOORE BETHANY (2013), Computational Simulation of the Intervertebral Disc, pp. 15 – 23.
- [15] [Patente US 2007/0050033 A1, 2007] Michael L. Reo. Prosthetic intervertebral discs, 2007
- [16] “Implante Mobi-C”. Fuente: <http://latam.ldr.com/language/en-US/Archive/MobiC%C2%AEPr%C3%B3tesisdiscalcervical> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [17] Summary of Safety and Effectiveness Data for Mobi-C Implant. Fuente: <http://us.ldr.com/Portals/1/SSEDtwolevel.pdf>, Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [18] “Implante de disco cervical Bryan”. Fuente: http://www.medgadget.com/2007/05/medtronics_bryan_cervical_disc_system.html Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [19] “Reporte de resultados del Implante Bryan”. Fuente: <http://www.spine-health.com/treatment/artificial-disc-replacement/cervical-artificial-disc-replacement-technologies> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [20] Summary of Safety and Effectiveness Data for Bryan Disc. Fuente: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf6/P060023b.pdf Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [21] “Dispositivo de pruebas electrodinámicas modelo 530”. Fuente: <http://www.testresources.net/test-machines/530-family> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [22] “Dispositivo de pruebas de fatiga modelo 900 Family Servo Hydraulic Fatigue Test”. Fuente: <http://www.testresources.net/test-machines/900-family> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [23] Máquinas para prueba de fatiga. Fuente: <http://www.testresources.net/products/test-machines/by-test-type/fatigue-test-machines> Consultado el 06 de Agosto del 2015

- [24] “Sensores de proximidad, infrarrojos”. Fuente: <http://www.sensoresdeproximidad.galeon.com> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [25] “Frecuencias percibidas por los seres humanos y algunos animales”. Fuente: <http://www.cochlea.org> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [26] “Sensor de proximidad, Ultrasonido”. Fuente: <http://www.sensoresdeproximidad.galeon.com> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [27] “Sensor de fuerza por flexión para detectar movimiento de dedo”. Fuente: <http://computointegrado.blogspot.pe/2012/04/uso-de-flex-sensor-con-arduino.html> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [28] [NIGHTINGALE, 2007] NIGHTINGALE R.W., CHANCEY C., OTTAVIANO D., LUCK J.F., MEYERS B.S., Flexión and Extension structural properties and strengths for cervical spine segments” in Journal of Biomechanics, vol. 40, 2007, pp. 530 – 548.
- [29] “Sensor de fuerza y curva característica”. Fuente: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201> Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [30] “Encoder”. Fuente: https://www.google.com.co/search?q=encoder+motor&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjZOW79LLAhVH5SYKHQv6Cd0Q_AUIBygB&biw=1366&bih=667#imgrc=NQFLHwL9-v0zM%3A Consultado el 06 de Agosto del 2015
- [31] Ficha técnica del implante Mobi-C. Fuente: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf11/P110002b.pdf Consultado el 17 de Agosto del 2015.
- [32] Resistencia de tornillos según Norma ISO 898. Guía de Resistencia de Materiales 2, Jorge Rodríguez, PUCP.
- [33] “Sensor de ultrasonido”. Fuente: <http://www.micropik.com/PDF/HCSR04.pdf> Consultado el 09 de Setiembre del 2015
- [34] “Sensor de fuerza”. Fuente: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201> Consultado el 09 de Setiembre del 2015
- [35] “Actuador lineal”. Fuente: <http://es.aliexpress.com/item/Electric-Linear-Actuator-12v-DC-Motor-50mm-Stroke-Linear-Motion-Controller-5-7mm-s-1500N-Heavy/32364268543.html> Consultado el 09 de Setiembre del 2015

- [36] “Servomotor”. Fuente: <http://rc-kpower.com/en/productshow.asp?ArticleID=7Q4X8YU882> Consultado el 09 de Setiembre del 2015
- [37] “Motor con reducción”. Fuente: www.tsiny.com Consultado el 09 de Setiembre del 2015
- [38] “Arduino UNO”. Fuente: Fuente: www.cortoc.com Consultado el 09 de Setiembre del 2015
- [39] “Distribución de energía para el dispositivo”. Fuente: www.electronicavm.net Consultado el 20 de Setiembre del 2015
- [40] “Efectos de cada constante de un controlador PID”. Fuente: https://www.google.com.pe/search?q=pid+values&espv=2&biw=1280&bih=647&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwj9npjEuOjLAhUC4CYKHWPWBRUQ_AUIBigB#imgsrc=5RuKRcdl3u131M%3A Consultado el 06 de Noviembre del 2015
- [41] “Curvas teóricas de diferentes valores para un controlador PID”. Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Controlador_PID Consultado el 06 de Noviembre del 2015
- [42] “Columna vertebral normal y una con escoliosis”. Fuente: <https://sindromedemarfanmx.wordpress.com/tag/dolor-lumbar/> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [43] “Columna vertebral normal y una con cifosis”. Fuente: <http://www.connecticutchildrens.org/healthinfo/kids/para-ninos/las-enfermedades/problemas-de-espalda-cifosis/> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [44] [FRIEDENBERG, 1963] FRIEDENBERG, Z. B., Y MILLER, W. T. (1963), Degenerative Disk Disease of the Cervical Spine: A Comparative Study of Asymptomatic and Symptomatic Patients. J. Bone Jt. Surg., Am. Vol., 45^a. pp. 1171 – 1178
- [45] “Protrusión discal durante la flexión”. Fuente: <http://neurorgs.net/docencia-index/uam/tema13-hernia-discal-lumbar/> Consultado el 02 de Agosto del 2015
- [46] “Etapas del deterioro del disco intervertebral”. Fuente: http://www.abcfarma.net/inediasp/respuestas/abril_08/0419082_degeneracion.shtml Consultado el 02 de Agosto del 2015