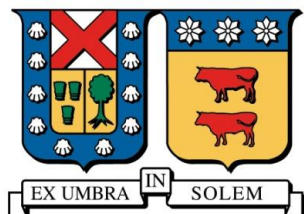


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
SANTIAGO – CHILE



**“DISEÑO DE ESTACIÓN DE PRUEBAS PARA ELASTOGRAFÍAS
POR ONDAS DE CORTE EN LABORATORIO DE
ULTRASONIDOS CUANTITATIVO”**

DANIEL EDUARDO BRAVO RUBIO

**MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE:
INGENIERO CIVIL MECÁNICO**

PROFESOR GUÍA: DR. JOAQUÍN MURA MARDONES
PROFESOR CORREFERENTE: DR. ING. SHEILA LASCANO FARAK

ES (del Examen) – 2026



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): ☒ Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: Diseño de estación de pruebas para elastografías por ondas de corte en laboratorio de ultrasonidos
cuantitativo

Nombre del candidato(a): Daniel Eduardo Bravo Rubio

Carrera / Grado: Ingeniería Civil Mecánica

Campus: San Joaquín **Departamento:** Ingeniería Mecánica.

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Joaquín Mura Mardones, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

☒ El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por (**marcar una opción**):

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

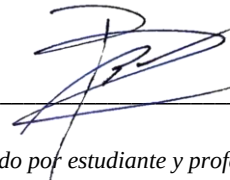
Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 06/03/2026 **Firma:** 

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 06/03/2026 **Firma:** 

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

DEDICATORIA

A mi madre Fabiola

Quien antepuso todo para poder darnos la oportunidad de estudiar, la mujer más fuerte que conozco y una guía en los momentos donde más se necesita.

A mi padre Marco

Quien siempre estuvo a pesar de las dificultades de la vida

A mis abuelos Luisa y Daniel.

Por ser un ejemplo de vida, correctos en todo sentido y una guía en tiempos de oscuridad

Los Amo.

AGRADECIMIENTOS

En este momento de la vida, en el fin de una gran etapa, no queda más que recordar el paso por la Universidad. Durante este paso son muchas las personas con las que compartí más que solo una clase. Personas que endulzaron un poco más esta etapa enriquecedora.

Primeramente, me gustaría agradecer a mi madre, Fabiola, por ser el pilar que sustenta toda la casa, por cuidarnos a mi y a mis hermanos. Por esa paciencia tremenda que tiene y por esforzarse de manera inhumana para darnos lo mejor, incluyendo una educación de calidad. Sin ti esta etapa de la vida simplemente no existiría. Agradezco también a mis hermanos por aguantarme en mis momentos de estrés y aconsejarme cuando lo necesité.

A mi abuelo Daniel por estar siempre, gracias por alojarme cuando no podía volver a mi casa por trabajar hasta tarde en la memoria, gracias abuelo por prestarme su taller para construir los prototipos durante las noches después del trabajo. A mi abuelita, Luisa, gracias por siempre ser ese modelo a seguir, una persona trabajadora que cumplió todo lo que se propuso y que ahora nos cuida desde el cielo.

En tercer lugar, me gustaría agradecer a mi profesor guía, Joaquín Mura, por brindarme la oportunidad de realizar mi trabajo de título en su laboratorio. Agradezco el estar atento siempre para guiarnos en nuestros trabajos, por su disposición para enseñar y por supuesto, por los buenos momentos en el Tío Tomate.

Agradecer también a mis amigos, personas que gracias a entrar a la carrera cruzamos caminos. Pato, Lucas, Pauly, Nati, Kris, Pepo, Martín y a todos los que no he nombrado pero que han sido una parte fundamental de este camino. Compartimos mucho más que clases, compartimos estrés, felicidad, cerritos, salidas a comer, y muchas otras aventuras en estos largos 7 años. Muchas gracias por haber formado tan lindo grupo humano.

Sin el apoyo de todas las personas que han sido parte de este proceso, no sería posible estar en esta posición, es por esto que solo me queda decir, GRACIAS TOTALES.

RESUMEN

La caracterización de las propiedades mecánicas de tejidos biológicos mediante elastografía utilizando excitaciones externas, requieren la generación de ondas mecánicas altamente controladas y reproducibles. Actualmente, la carencia de un sistema estandarizado en el Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC) de la USM dificulta la validación precisa de nuevos protocolos de medición y la realización de ensayos repetibles en fantasmas y voluntarios.

El presente trabajo tuvo como objetivo general diseñar, fabricar y validar una estación de pruebas capaz de inducir vibraciones mecánicas controladas en un rango de bajas frecuencias (10 Hz a 100 Hz), para mejorar la investigación en elastografía por ondas de corte.

La metodología empleada abarcó un proceso de diseño sistemático que derivó en la selección y manufactura de dos prototipos diferenciados: el Concepto 3, diseñado para su integración ergonómica en camillas clínicas, y el Concepto 4, una estructura móvil de alta rigidez para uso en laboratorio. La validación experimental se llevó a cabo mediante instrumentación con acelerómetros y la captura de imágenes de ultrasonido en Modo B sobre fantasmas de tejido simulado.

Los resultados confirmaron la operatividad de ambos sistemas dentro de los márgenes de admisibilidad. El Concepto 4 se estableció como la referencia técnica, logrando una alta precisión con un error de frecuencia máximo del 0,44% y una señal espectral limpia, ideal para calibración. Por su parte, el Concepto 3, con un error del 1,45%, validó su funcionalidad complementaria, siendo indispensable por su capacidad de adaptación para futuros ensayos in-vivo. El proyecto concluye entregando al LUC una solución integral compuesta por una estación de alta precisión y un módulo clínico.

Palabras clave: Elastografía, Ondas de Corte, Diseño de Prototipos, Ultrasonido Cuantitativo, Vibraciones Mecánicas.

ABSTRACT

The characterization of the mechanical properties of biological tissues using elastography with external excitation requires the generation of highly controlled and reproducible mechanical waves. Currently, the lack of a standardized system in the Quantitative Ultrasound Laboratory (LUC) at USM hinders the accurate validation of new measurement protocols and the performance of repeatable tests on phantoms and volunteers.

The general objective of the present work was to design, manufacture, and validate a testing station capable of inducing controlled mechanical vibrations in a low-frequency range (10 Hz to 100 Hz), to improve research in shear wave elastography.

The methodology employed encompassed a systematic design process that resulted in the selection and manufacture of two distinct prototypes: Concept 3, designed for ergonomic integration into clinical stretchers, and Concept 4, a high-rigidity mobile structure for laboratory use. Experimental validation was carried out using instrumentation with accelerometers and the capture of B-Mode ultrasound images on simulated tissue phantoms.

The results confirmed the operability of both systems within admissibility margins. Concept 4 was established as the technical reference, achieving high precision with a maximum frequency error of 0.44% and a clean spectral signal, ideal for calibration. On the other hand, Concept 3, with an error of 1.45%, validated its complementary functionality, being indispensable due to its adaptability for future in-vivo trials. The project concludes by delivering to the LUC a comprehensive solution composed of a high-precision station and a clinical module.

Keywords: Elastography, Shear Waves, Prototype Design, Quantitative Ultrasound, Mechanical Vibrations.

GLOSARIO

SWE: Shear Wave Elastography

AHP: Analytic Hierarchy Process

TEE: Transductor esofágico

BOM: Bill of Materials (Listado de partes)

GY-61: Designación sensor acelerómetro

FFT: Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)

LUC: Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo

PLA: PolyLactic Acid

ρ : Densidad [kg/m^3]

c : Velocidad del sonido [m/s]

Z : Impedancia acústica

R_I : Reflexión acústica

E : Modulo de Young [MPa]

σ : Esfuerzo [MPa]

ε : Deformación [mm]

μ : Modulo de corte [Pa]

F : Fuerza [N]

m : Masa [kg]

a : Aceleración [m/s^2]

M_{max} : Momento flector máximo [kNm]

σ_{per} : Esfuerzo permisivo [MPa]

σ_f : Esfuerzo de fluencia [MPa]

FS: Factor de Seguridad

F_{peak} : Fuerza en condición crítica [N]

F_m : Fuerza media [N]

F_a : Fuerza alternante (Amplitud) [N]

τ : Esfuerzo cortante [MPa]
 τ_m : Esfuerzo cortante medio [MPa]
 τ_a : Esfuerzo cortante alternante (Amplitud) [MPa]
 τ_u : Esfuerzo cortante último [MPa]
 τ_e : Esfuerzo cortante a fatiga [MPa]
 S_e : Esfuerzo a fatiga [MPa]

ÍNDICE

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
RESUMEN.....	iv
ABSTRACT.....	v
GLOSARIO	vi
INDICE DE FIGURAS.....	xiii
INDICE DE TABLAS	xv
INTRODUCCIÓN	xvii
PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	xvii
ALCANCES	xix
OBJETIVOS.....	xx
Objetivo General.....	xx
Objetivos específicos	xx
Capítulo 1 – MARCO TEÓRICO	1
1.1 LA ULTRASONOGRAFÍA Y SUS APLICACIONES	1
1.1.1 Principios básicos del ultrasonido	2
1.1.2 Interacción del ultrasonido con la materia	4
1.2 ELASTOGRAFÍA.....	8
1.2.1 Principios físicos de la elastografía.....	8
1.2.2 Métodos dinámicos	9
1.3 ¿Qué es el diseño?	10
1.4 El proceso de diseño	11
Capítulo 2 – METODOLOGÍA	13

2.2 Fase I: análisis del problema y definición de requerimientos	14
2.3 Fase II: diseño conceptual y selección de alternativas	14
2.4 Fase III: diseño estructurado	14
2.5 Fase IV: diseño de detalle y manufactura	15
2.6 Fase V: protocolo de validación experimental	15
Capítulo 3 – DISEÑO DE ESTACIÓN DE PRUEBAS	16
3.1 Antecedentes	16
3.1.1 Lay out del laboratorio.....	16
3.1.2 Esquema de conexión del dispositivo actual.....	17
3.1 Definición del problema.....	18
3.2.1 Listado de atributos.....	18
3.2.3 Objetivos, restricciones y funciones del diseño.....	19
3.2.3 Categorización de objetivos.....	20
3.2.4 Jerarquización de objetivos.....	21
3.2.5 Árbol de objetivos jerarquizados.	22
3.2.6 Lista de objetivos argumentada	23
3.2.6 Lista de objetivos con pesos ponderados	24
3.3 Análisis funcional.....	25
3.3.1 Caja Negra	25
3.3.2 Caja transparente.....	26
3.3.3 Especificaciones técnicas de ingeniería.....	27
3.4 Generación de conceptos.....	28
3.4.1 Búsqueda de patentes.....	28
3.4.2 Carta morfológica	29

3.4.3 Generación de alternativas.....	31
3.5 Selección de conceptos.....	34
Capítulo 4 – DISEÑO DE CONFIGURACIÓN.....	36
4.1 Arquitectura del diseño	36
4.1.1 Tipo de arquitectura.....	36
4.1.2 Definición de la arquitectura del diseño	37
4.2 Diseño de configuración.....	39
4.2.1 Componentes estándar	40
4.2.2 Componentes especializados	43
Capítulo 5 – DISEÑO DE DETALLE	46
5.1 Definición de componentes Concepto 3.....	46
5.1.1 Placa superior.....	46
5.1.2 Soportes actuadores (guías)	48
5.1.3 Configuración de actuadores	49
5.1.4 Análisis modal placa superior y soportes guía.....	50
5.1.5 Diagrama de conexión	51
5.2 Diseño final Concepto 3	52
5.2.1 Listado de materiales (BOM)	53
5.2.2 Estimación de costos.....	54
5.3 Definición de componentes Concepto 4.....	54
5.3.1 Estructura superior.....	55
5.3.2 Pasador.....	57
5.3.3 Estructura inferior	59
5.3.4 Selección de ruedas.....	61

5.3.5	Palpador	61
5.3.6	Análisis modal conjunto	63
5.3.7	Diagrama de conexión	64
5.4	Diseño final Concepto 4	64
5.4.1	BOM Concepto 4	65
5.4.2	Estimación de costos Concepto 4	66
Capítulo 6 – CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO Y METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN.....		67
6.1	Construcción Concepto 3	67
6.1.1	Componentes y configuración	67
6.1.2	Proceso de construcción.....	69
6.2	Construcción concepto 4	70
6.2.1	Componentes y configuración	70
6.2.2	Proceso de construcción.....	71
6.3	Metodología de validación	73
6.3.1	Plan de pruebas	73
6.3.2	Validación de instrumentos.....	73
6.3.3	Validación de frecuencias	73
6.3.4	Arreglo experimental	74
6.3.5	Obtención de imágenes	75
Capítulo 7 - RESULTADOS OBTENIDOS		77
7.1	Resultados de validación de acelerómetros	77
7.2	Frecuencias obtenidas Concepto 3	78
7.3	Frecuencias obtenidas Concepto 4	79

7.4	Imágenes obtenidas Concepto 3	81
7.5	Imágenes obtenidas Concepto 4	83
7.6	Datos In-Vivo obtenidos	85
Capítulo 8 – ANALISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN		87
8.1	Análisis de la metodología e instrumentación.....	87
8.2	Análisis comparativo de la precisión de frecuencias.....	88
8.3	Análisis e interpretación de los espectros de frecuencias.....	88
8.3.1	Espectros del Concepto 3	88
8.3.2	Espectros del Concepto 4	90
8.4	Análisis de funcionalidad por imágenes de ultrasonido	90
8.5	Discusión general y conclusiones del análisis.....	91
Capítulo 9 – CONCLUSIONES		92
9.1	Conclusiones Generales	92
9.2	Cumplimiento de objetivos específicos.....	92
9.3	Elección del mejor concepto	93
9.4	Trabajos Futuros.....	94
BIBLIOGRAFÍA		95
ANEXOS		1
Anexo A: Antecedentes del laboratorio		1
3.1.1	Dispositivo actual del laboratorio	1
3.1.2	Actuadores disponibles.....	1
Anexo B: Pesos ponderados.....		6
ANEXO C: Condiciones de simulaciones		9
ANEXO D: Especificaciones técnicas de materiales.....		12

Anexo E: Conocimiento informado	16
---------------------------------------	----

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Representación típica de onda transversal [8]	3
Figura 1.2: Representación gráfica de una onda longitudinal [8]	4
Figura 2.1: Morfología del diseño [15]	11
Figura 3.1: Configuración laboratorio de ultrasonido cuantitativo.	16
Figura 3.2: Esquema de conexión Buttkicker [16].	17
Figura 3.7: Árbol de objetivos jerarquizados	22
Figura 3.8: Caja negra estación de pruebas elastográficas.	25
Figura 3.9: Caja transparente estación de pruebas elastográficas	26
Figura 3.11: Boceto Concepto 1	32
Figura 3.12: Boceto Concepto 2.	33
Figura 3.13: Boceto Concepto 3.	33
Figura 3.14: Boceto Concepto 4.	34
Figura 4.1: Representación de arquitectura modular tipo ranura [15].	36
Figura 4.2: Análisis funcional general de la estación de pruebas.	37
Figura 4.3: Sistemas de soporte y procesamiento de señales, utilizado para ambos conceptos.	38
Figura 4.4: Distribución espacial del concepto 3.	38
Figura 4.5: Distribución espacial del concepto 4	39
Figura 4.6: Camilla de reconocimiento médico BoticaMed.	40
Figura 4.7: Rueda giratoria con freno Rodani	43

Figura 4.8: Base de actuadores vista general	43
Figura 4.9: Camisa guía, vista isométrica	44
Figura 4.10: Concepto de palpador, vista isométrica.	45
Figura 5.1: esquema de piezas concepto 3.	46
Figura 5.1: Esquema de cálculo placa superior.....	47
Figura 5.2: Esquema de montaje de actuadores.	49
Figura 5.3: conexión de ambos actuadores del sistema [23].....	51
Figura 5.5: Arreglo final de estación de pruebas concepto 3.....	52
Figura 5.7 Esquema de Concepto 4 y sus conjuntos críticos.	55
Figura 5.8: estructura superior de Concepto 4.	55
Figura 5.9: Resultados de simulación de tensión de Von Misses conjunto superior. .	56
Figura 5.10: Configuración de pasador a doble cizalle Concepto 4	57
Figura 5.11: Estructura Inferior concepto 4.	60
Figura 5.12: Resultado simulación de tensión de Von Misses conjunto inferior.....	61
Figura 5.13: Geometría general del palpador.....	62
Figura 5.14: Resultados simulación de palpador Fusion 360	63
Figura 5.15: Esquema de conexión Concepto 4.....	64
Figura 5.16: Diseño final con conjuntos principales Concepto 4	65
Figura 6.1: Base de actuador.....	68
Figura 6.2: Bases de actuador instaladas en la placa superior.	68
Figura 6.3: Actuadores posicionados y conectados en placa inferior.	69
Figura 6.4: Sistema Concepto 3 montado y conectado	70
Figura 6.5: Conjuntos del Sistema Concepto 4.....	71
Figura 6.6: Proceso de soldado de conjunto inferior.....	71
Figura 6.7: Sistema Concepto 4.	72
Figura 6.8: posicionamiento acelerómetro en placa superior (A); Montaje experimental para validación de frecuencias Concepto 3 (B).....	74
Figura 6.9: Montaje experimental para validación de frecuencias Concepto 4	75
Figura 6.10: Arreglo experimental para la obtención de imagen por US Concepto 3.	75
Figura 6.11: Arreglo experimental para la obtención de imágenes utilizando el Concepto 4.	76
Figura 6.12: Toma de muestra In-Vivo utilizando Concepto 3 (Se adjunta conocimiento informado en Anexo E).....	76
Figura 7.1: Espectros de frecuencias 10Hz (A), 50Hz (B), 100Hz (C)	78

Figura 7.2: Espectros de frecuencias 10Hz (A), 50Hz (B), 100Hz (C)	80
Figura 7.3: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 3, 40Hz.....	81
Figura 7.4: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 3, 50Hz.....	82
Figura 7.5: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 4, 40Hz.....	83
Figura 7.6: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 4	84
Figura 7.7: Imagen modo B con zona de interés (A) y desplazamiento del grupo de píxeles (B). Concepto 3.....	85
Figura 7.8: Imagen modo B con zona de interés (A) y desplazamiento del grupo de píxeles (B). Concepto 4.....	86
Figura 8.1; FFT obtenida a 10Hz (izq) Espectro típico soltura mecánica (der)[25] ...	89
Figura 8.2; FFT obtenida a 40Hz (izq) Espectro típico soltura mecánica (der)[25] ...	89
Figura A.1: Esquema de conexión ButtKicker Concert [20]	2
Figura A.2: Dirección de la fuerza producida por el ButtKicker [20]	2
Figura A.3: Dimensiones generales del actuador en pulgadas; vista superior (izquierda) y vista lateral (derecha)	3
Figura A.4: Esquema de conexión actuador Shadow-8 Dual Motion Actuator (T108SS) [21]	3
Figura A.5: Partes principales del Actuador T108S	4
Figura C-1: Apoyo tipo simple en una de las perforaciones, se aplica a todas las perforaciones de fijación.	9
Figura C-2: Condición de carga análisis de conjunto inferior.	10
Figura C-3: Condición de carga análisis de conjunto superior.	10
Figura C-4: Condición de carga análisis de Palpador.	11
Figura D-1: Diagrama de bloques circuito Onyx Artist 1.2.....	13
Figura D-2: Especificaciones técnicas interfaz de audio Onyx Artist 1.2.[19].....	14
Figura D-3: Especificaciones técnicas Crown XTi 2002.....	15

INDICE DE TABLAS

Tabla 3.1: Jerarquización de objetivos.....	21
Tabla 3.2: Lista de objetivos argumentada	23
Tabla 3.3: Lista de objetivos y pesos ponderados.....	24
Tabla 3.4: Revisión de patentes.	28
Tabla 3.5: Carta morfológica	30

Tabla 3.6 Puntuación obtenida por los diferentes conceptos.	35
Tabla 4.1: Características camilla de reconocimiento médico BoticaMed [18].	40
Tabla 4.2: Características técnicas rueda giratoria.....	43
Tabla 5.1: Espesores mínimos según material	48
Tabla 5.2: Modos de vibración placa superior y bases de actuador.....	50
Tabla 5.3: BOM estación de pruebas Concepto 3.....	53
Tabla 5.4: Estimación de costos concepto 3	54
Tabla 5.5: Resultados simulación de carga crítica.	56
Tabla 5.6: Resultados análisis estático pasador.	58
Tabla 5.7: Factores utilizados para el calculo de fatiga.	58
Tabla 5.8: Fuerzas y esfuerzos involucrados en caso de estudio	59
Tabla 5.9: Resultados simulación de carga crítica.....	60
Tabla 5.10: Resultados de la simulación del palpador.....	62
Tabla 5.11: Modos de vibración Concepto 4.	63
Tabla 5.12: Bill of Materials Concepto 4.....	65
Tabla 5.13: Estimación de costos Concepto 4	66
Tabla 7.1: Error relativo porcentual SKF vs GY-61.	77
Tabla 7.2: Resultados de frecuencias obtenidas Concepto 3.	78
Tabla 7.3: resultados de frecuencias obtenidas con Concepto 4.....	79
Tabla B-1: Escala de importancia relativa según Saaty	6
Tabla B-2: Pesos ponderados de cada categoría	6
Tabla B-3: Pesos Ponderados Estructura	7
Tabla B-4: Pesos Ponderados Desplazamiento	7
Tabla B-5: Pesos Ponderados Desempeño.....	7
Tabla B-6: Pesos Ponderados Costo	7
Tabla B-7: Resultados ponderación de puntajes para cada concepto	8
Tabla D-1: Propiedades mecánicas acero A-36	12
Tabla D-2: Composición química acero A-36	12
Tabla D-3: Propiedades mecánicas del acero SAE-1020.....	12
Tabla D-4: Composición química acero SAE-1020.....	13

INTRODUCCIÓN

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

Tanto Chile como el mundo están presenciando un auge en el desarrollo de técnicas de diagnóstico médico basadas en imágenes, entre estas técnicas se destaca el ultrasonido como rol protagonista por sus características no invasivas, bajo costo relativo y versatilidad relativo a otros métodos [1].

Particularmente, la elastografía, ha demostrado ser una técnica prometedora para la cuantificación de las propiedades de los tejidos blandos, este aspecto es clave para la detección temprana de algunas enfermedades como el cáncer de hígado, fibrosis y patologías musculoesqueléticas, entre otras [2].

El avance de esta técnica de imágenes ha llevado a la necesidad de realizar pruebas cada vez más controladas y a la vez reproducibles, tanto en entornos clínicos, como de investigación. No obstante, en el contexto actual del país, la infraestructura para estudios experimentales en técnicas de elastografías es todavía limitada, particularmente en laboratorios universitarios donde se busca caracterizar nuevos algoritmos o tejidos artificiales para estudios biomédicos [3]. Dicha limitación, afecta el desarrollo de validaciones experimentales y a su vez, reduce la confiabilidad de los resultados en fase de investigación. Esto provoca que la transferencia de los desarrollos hacia aplicaciones clínicas reales sea lento.

En este contexto, surge la necesidad de diseñar una estación de pruebas que permita realizar estudios estandarizados y repetibles para elastografías por ondas de corte. Debido al contexto universitario, esta estación debe no solo ser compatible con distintos medios de pruebas, sino que además debe facilitar la generación y captura de datos con precisión controlada, lo cual es crucial para validar los modelos mecánicos, algoritmos y técnicas de adquisición de datos en desarrollo [4].

La ausencia de un sistema como el descrito anteriormente no sólo obstaculiza la investigación nacional en esta línea, sino que limita la formación de estudiantes e investigadores en un campo con gran proyección internacional.

A partir de la problemática descrita surgen preguntas cómo:

- ¿Qué características estructurales y funcionales debe tener una estación de pruebas para elastografías por ondas de corte que permita realizar ensayos controlados en un laboratorio?
- ¿Cómo se puede aplicar una metodología de diseño conceptual para desarrollar soluciones estructurales y funcionales viables para una estación de pruebas?
- ¿Qué criterios permiten seleccionar, entre distintas alternativas de diseño, un concepto que se adapte a los requerimientos de un laboratorio?

Para poder dar respuesta a estas preguntas, se propone el estudio de una propuesta que, de solución a los requerimientos del laboratorio, teniendo como finalidad, el desarrollo de un prototipo que permita la realización de pruebas de elastografía por onda de corte en el laboratorio de ultrasonido cuantitativo en sus distintas modalidades.

ALCANCES

El presente trabajo de título es enmarcado en el diseño de un prototipo de estación de prueba que permita la generación de ondas de corte para la realización de elastografías usando estas ondas. Para el desarrollo del concepto y el cumplimiento de los objetivos se contemplan las siguientes etapas del proceso de diseño.

La primera etapa consiste en la definición del problema, establecer los requerimientos del cliente y el proceso completo para contextualizar el concepto de solución en etapas posteriores. Esta etapa es fundamental ya que sienta las bases del diseño y el cumplimiento de los objetivos.

Como segunda etapa, y una vez planteado a cabalidad el problema que se tiene se plantea a detalle los requerimientos del diseño y se plantea a detalle tanto el problema como los requerimientos.

En la etapa 3 se idean conceptos de solución y se deben evaluar las alternativas que den solución al problema detallado en la etapa 2.

Finalmente, en la etapa 4 se realiza el diseño a detalle y posterior prototipado de la solución que más se adapte a las necesidades del cliente. Se refina el concepto hasta tener una versión final de este.

Como se menciona en la Etapa 4, el presente trabajo tiene como finalidad la construcción de un prototipo funcional que permita realizar pruebas en el laboratorio de ultrasonido utilizando fantomas que simulen tejido real.

OBJETIVOS

Objetivo General

Diseñar una estación de pruebas para mejorar mediciones en ultrasonido basadas en vibraciones mecánicas, y analizar su respuesta en frecuencia. El objetivo es mejorar la caracterización mecánica en fantomas o tejidos reales, proporcionando un sistema confiable que facilite la realización de mediciones y apoye futuras investigaciones.

Objetivos específicos

- Analizar requisitos técnicos y operativos necesarios para realizar las pruebas de elastografía en el Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC) de la USM.
- Desarrollar conceptos de solución mediante herramientas de diseño conceptual.
- Implementar el prototipo en el LUC USM
- Validar el funcionamiento del sistema mediante pruebas preliminares en fantomas (modelos de tejido).

Capítulo 1 – MARCO TEÓRICO

1.1 LA ULTRASONOGRAFÍA Y SUS APLICACIONES

La sonografía, corresponde, según su etimología a sonus (sonido) del latín y graphein (escribir) del griego. El diagnóstico por sonografía corresponde a la obtención de imágenes anatómicas de flujos bi-dimensionales y tridimensionales utilizando ultrasonido. A su vez, ultrasonido corresponde a sonidos cuya frecuencia supera la franja del rango audible por el ser humano (20000Hz).

De esta manera, la ultrasonografía corresponde a la técnica de diagnóstico médico por imágenes que utiliza ondas sonoras de alta frecuencia para visualizar estructuras internas del cuerpo humano de manera no invasiva.[5]

Desde un punto de vista histórico, los usos médicos del ultrasonido comenzaron a desarrollarse poco después del final de la segunda guerra mundial, como resultado de investigaciones que se derivan de las tecnologías empleadas en sonares de submarinos utilizados durante el conflicto. Sus inicios en aplicaciones clínicas nacen en el monitoreo de cambios en la propagación de pulsos a través del cerebro, con la finalidad de detectar hematomas y tumores cerebrales.

A lo largo de la década de 1960, el ultrasonido experimentó un dramático avance, pasando de simples escaneos en “modo-A” a aplicaciones más sofisticadas en “modo-B”. Con el pasar del tiempo, las mejoras en el diseño de los equipos, técnicas de adquisición de datos y las capacidades de procesamiento, permitieron el desarrollo de transductores electrónicos, sistemas digitales y visualización en tiempo real.

Estos avances han transformado radicalmente los alcances del ultrasonido, ampliando sus aplicaciones no solo en el campo de la radiología diagnóstica, sino que también en otras áreas de la medicina. Entre estas innovaciones, una de las más destacadas en la práctica clínica se encuentra la imagen de alta resolución en tiempo real, imagen armónica, adquisición de datos en 3D y el Doppler de potencia. Además, la utilización de agentes de contraste ha permitido una mejor delimitación anatómica, la medición de la perfusión tisular y la evaluación de las propiedades elásticas de los tejidos, temas que actualmente son un objetivo relevante de investigación [6].

En este contexto, se describirán las características, propiedades y generación del ultrasonido, seguido de su interacción con los tejidos, instrumentación utilizada en la práctica y los diversos métodos de adquisición de datos para conformar imágenes.

1.1.1 Principios básicos del ultrasonido

Como se menciona con anterioridad, el ultrasonido ha sido utilizado por la medicina por, al menos, 50 años y hoy en día cobra completo sentido debido a que gran parte de los diagnósticos por imagen son proporcionados por un análisis de ultrasonido. Es por esta razón que para efectos de este trabajo se deben entender los principios básicos del ultrasonido.

El ultrasonido es una técnica de diagnóstico ampliamente distribuida a nivel mundial, de fácil acceso y cuyo principio básico recae en el envío de un pulso de ultrasonido al interior del cuerpo a la espera del regreso del eco. Este eco que regresa es procesado para posteriormente conformar una imagen de las estructuras internas del cuerpo analizado.

¿Qué es una onda?

Una onda es una perturbación que se propaga en el espacio, en un tiempo determinado transportando energía sin un desplazamiento neto de materia. Las ondas se dividen en dos grandes grupos según su dependencia de un medio material:

Ondas mecánicas: son aquellas que si requieren un medio para poder propagarse este puede ser sólido, líquido o gaseoso. Ejemplos: el sonido, olas de mar o las ondas sísmicas.

Ondas electromagnéticas: son aquellas que no requieren un medio para su propagación, es decir, se pueden propagar en el vacío. Ejemplos: rayos X, luz visible, ondas de radio, etc.

Características de las ondas mecánicas.

Una onda mecánica es una perturbación que viaja a través de un material o sustancia llamada medio de la onda (como el aire o el agua). A medida que la onda se propaga por el medio, las partículas experimentan desplazamientos que varían según la naturaleza de la onda. Estas oscilaciones pueden darse en dos direcciones principales, esto, permite dividir las en dos grupos:

Ondas transversales: es aquella onda cuyos puntos oscilan a lo largo de trayectorias perpendiculares a la dirección de avance del frente de onda.[7]

Ejemplos: ondas en una cuerda, ondas electromagnéticas (a pesar de no ser onda mecánica), o las ondas sísmicas de tipo s.

Representación: Su forma típica y más simplificada es una curva sinusoidal, tal como se muestra en la Figura 1.1

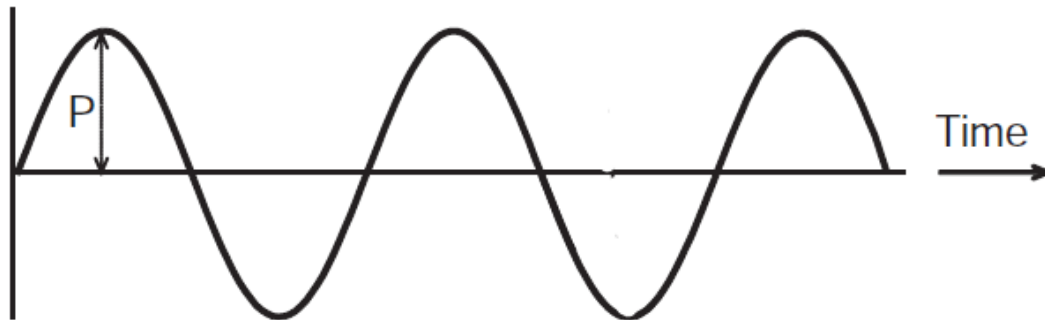


Figura 1.1: Representación típica de onda transversal [8]

Ondas longitudinales: son aquellas donde la perturbación es paralela a la dirección del frente de onda, de modo que, la posición de un punto es alterada durante la perturbación, generando zonas de compresión (mayor densidad) y rarefacción (menor densidad).[7]

Ejemplo: el sonido, donde las partículas de aire se comprimen y expanden sucesivamente transmitiéndose por el medio.

Representación: Su representación mediante una función resulta más complicado ya que, se debe tomar en cuenta que se requiere representar dos aspectos: la posición de equilibrio y su perturbación en torno a dicho punto. Gráficamente se puede representar como en la Figura 1.2, un pistón que comprime las partículas elásticas en un medio.

El sonido

El sonido es una forma de energía mecánica que se transmite a través de un medio elástico y continuo, generando zonas de compresión y rarefacción de las partículas que lo componen, tal como se describe anteriormente, se trata de una onda longitudinal

Para entender este concepto, podemos imaginar un medio elástico como un resorte (ver Figura 1.2). Cuando una fuerza externa (por ejemplo, un pistón) lo deforma mecánicamente, se produce una compresión, lo que aumenta la presión en el medio.

En resumen, el sonido se propaga mediante estas variaciones de presión, alternando entre compresión (aumento de densidad de partículas) y rarefacción (disminución de densidad) [8].

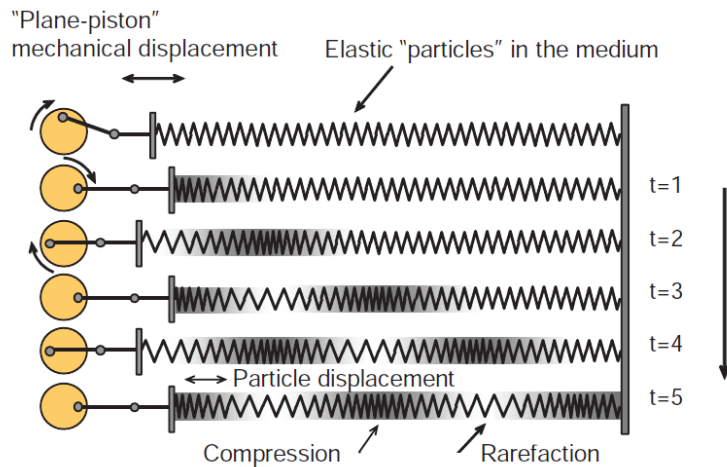


Figura 1.2: Representación gráfica de una onda longitudinal [8]

Ultrasonido

A diferencia del sonido común que podemos oír con nuestros propios oídos, el ultrasonido es operado a frecuencias más altas, fuera del rango audible del ser humano. No obstante, esta característica lo convierte en una herramienta de gran poder para la medicina, ya que, al propagarse por el cuerpo, interactúa con los tejidos de manera que permite generar imágenes de utilidad para realizar diagnósticos de algunas enfermedades [2].

1.1.2 Interacción del ultrasonido con la materia

Las interacciones del ultrasonido están determinadas por las propiedades acústicas del material. A medida que la energía se propaga a través del medio, se producen fenómenos como la reflexión, refracción, dispersión y absorción.

Reflexión: ocurre en los límites entre tejidos, donde hay diferencias en las impedancias acústicas de los materiales adyacentes. Si el haz incide perpendicularmente, una parte del haz (eco) regresa directamente a la fuente, mientras que la fracción transmitida continúa en la dirección original. En el caso de incidencia no perpendicular, el ángulo reflejado es igual al ángulo incidente.

Refracción: corresponde al cambio de dirección del haz transmitido cuando la incidencia no es perpendicular.

Dispersión (Scattering): se produce cuando pequeñas partículas en el tejido reflejan o refractan la onda, desviándola en múltiples direcciones. Este fenómeno contribuye a la textura y escala de grises en las imágenes acústicas.

Atenuación: es la pérdida de intensidad en la onda de ultrasonido debido a la absorción y dispersión en el medio donde se propaga.

Absorción: es el proceso en el que la energía acústica se convierte en energía térmica, esto implica pérdida irreversible en la energía emitida.

Impedancia acústica (Z)

La impedancia acústica está definida como:

$$Z = \rho \cdot c \quad (1)$$

Donde:

$$\rho = \text{densidad del material}$$

$$c = \text{velocidad del sonido en el medio}$$

La impedancia acústica puede compararse con la rigidez y flexibilidad de un medio compresible.

Estas características son fundamentales en las técnicas de ecografías, ya que las variaciones en la impedancia acústica generan los contrastes requeridos para la formación de imágenes de ecografía.

Reflexión acústica en ultrasonido.

La reflexión de la energía de ultrasonido en la frontera entre dos tejidos se produce debido a las diferencias en sus impedancias acústicas. El coeficiente de reflexión se describe como la fracción de la intensidad del sonido que se refleja en una interfaz.

Para incidencia perpendicular, el coeficiente de intensidad de reflexión es expresado tal que:

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2)$$

Refracción del ultrasonido en los tejidos

Como se menciona con anterioridad, la refracción es el cambio de dirección que experimenta la energía ultrasónica al atravesar una interfaz entre tejidos cuando el haz no incide perpendicularmente. Aunque la frecuencia del ultrasonido no varía al propagarse por diferentes medios, la velocidad del sonido (c) puede cambiar, lo que altera su trayectoria.

Ley de Snell y Ángulos de Refracción

Los ángulos de incidencia (θ_i), reflexión (θ_r) y transmisión (θ_t) se miden respecto a la normal (línea perpendicular a la superficie). La relación entre estos ángulos y las velocidades del sonido en cada medio está dada por la Ley de Snell:

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad (3)$$

Donde:

θ_i = Ángulo de incidencia (en el medio 1).

θ_t = Ángulo de transmisión/refracción (en el medio 2).

c_1 = Velocidad del sonido en el medio 1.

c_2 = Velocidad del sonido en el medio 2.

Aproximación para Ángulos Pequeños

Si los ángulos son pequeños (cerca de 0°), la Ley de Snell puede simplificarse como:

$$\frac{\theta_t}{\theta_i} \approx \frac{c_2}{c_1} \quad (4)$$

Comportamiento del haz refractado

Si $c_2 > c_1$ (el sonido viaja más rápido en el medio 2):

El haz se aleja de la normal

Si $c_2 < c_1$ (el sonido es más lento en el medio 2):

El haz se acerca a la normal

¿Cómo afecta en la generación de imágenes?

Este fenómeno puede causar artefactos en las imágenes ecográficas, como la distorsión de estructuras profundas. Por ello, en muchos casos se busca que el haz incida de forma perpendicular para minimizar este efecto y obtener una representación más fiel de los tejidos.

Dispersión (Scattering) de ultrasonido en los tejidos.

La dispersión ocurre cuando el ultrasonido actúa con estructuras tisulares del mismo tamaño o menores que su longitud, o con superficies rugosas (reflectores no especulares), este fenómeno es esencial para obtener la información diagnóstica en las

imágenes por ecografías, esto debido a que cada órgano tiene un patrón característico de dispersión.

A diferencia de la reflexión especular, la cual es independiente de la frecuencia, la dispersión por reflectores no especulares aumenta proporcionalmente con ella. Este fenómeno físico permite capturar con mayor resolución los detalles más finos del objeto de estudio. Por lo tanto, el uso de frecuencias más altas optimiza la calidad de la imagen obtenida, ya que mejora significativamente la relación de señal de los dispersores frente a los ecos especulares [8].

1.2 ELASTOGRAFÍA

La elastografía, es una técnica médica desarrollada en la década de 1990 con el objetivo de mapear la rigidez de los tejidos, haciendo posible la reproducción o el reemplazo de la palpación realizada por los médicos [9]. Esta modalidad se fundamenta en la aplicación de una fuerza externa sobre el tejido, y posteriormente seguir el desplazamiento de los mismos. A partir de esta información se pueden cuantificar las propiedades elásticas del tejido, por ejemplo, el módulo de Young (E), que es un parámetro físico asociado a su rigidez [10]. La elastografía ha demostrado ser una herramienta valiosa en el diagnóstico de diversas patologías, como la caracterización de tumores mamarios y la estadificación de fibrosis hepática [11], [12].

1.2.1 Principios físicos de la elastografía

Desde un punto de vista físico la elastografía busca cuantificar el módulo de Young (E), esta propiedad de los materiales posee variaciones significativas entre diferentes tejidos biológicos, característica que proporciona un excelente contraste para su caracterización [10]. Dicho parámetro se relaciona estrechamente con la rigidez que posee el tejido, replicando de manera cuantitativa la palpación clínica.

El parámetro central en elastografía es el módulo de Young (E), que cuantifica la resistencia de un tejido a deformarse bajo fuerza aplicada. Matemáticamente:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (5)$$

donde σ es el esfuerzo y ϵ la deformación [2]. Este módulo presenta variaciones significativas entre tejidos sanos y patológicos:

- Tejidos fibrosos o tumorales: E elevado (20–100 kPa).
- Tejidos sanos: E bajo (1–10 kPa)[10].

Esta diferencia permite una alta sensibilidad diagnóstica, especialmente en la detección de carcinomas mamarios o fibrosis hepática [13].

La elastografía replica la palpación manual realizada por los médicos, pero con ventajas claves:

- Cuantificación objetiva: Elimina la subjetividad del operador [3].
- Acceso a órganos profundos: Como el hígado o la próstata [14].

Esta técnica de imagen por ultrasonido se divide en dos enfoques principales según su tipo de fuerza aplicada: métodos cuasi-estáticos y métodos dinámicos [9].

Para el presente trabajo, se enfocará en los métodos dinámicos de elastografías, específicamente a las elastografías mediante excitación externa.

1.2.2 Métodos dinámicos

Esta técnica utiliza fuerzas que varían en el tiempo, estas pueden ser impulsos mecánicos o fuerzas oscilatorias, estas fuerzas generan ondas mecánicas que se propagan en el tejido que se está analizando. Entre estas ondas se encuentran las ondas de corte (shear wave), este tipo de onda es particularmente relevante, ya que su velocidad de propagación está directamente relacionada con el módulo de corte del tejido. Este módulo de corte (μ) puede aproximarse al modulo de Young en tejidos biológicos incompresibles tal que [9]:

$$E \approx 3\mu \quad (7)$$

La velocidad de propagación de la onda de corte puede ser utilizada para mapear cuantitativamente el módulo de elasticidad del tejido (Modulo de Young).

Entre los diversos métodos dinámicos que existen, hay algunos en los que se utilizan excitación externa mediante actuadores mecánicos de diferentes tipos, estos métodos ocupan un lugar destacado por su capacidad de generar fuerzas controladas y reproducibles. Estos actuadores, utilizados para generar las ondas mecánicas pueden ser de diferentes tipos como vibradores, piezoeléctricos o neumáticos. Todos cumplen la misma función, inducir vibraciones o pulsos mecánicos en el tejido.

Uno de los principales problemas que se debe abordar en materia de elastografía es la falta de estandarización en la aplicación de fuerzas ya que esto puede afectar la reproducibilidad de las mediciones. El funcionamiento y eficacia de las técnicas de elastografía depende de factores como la frecuencia de excitación, la amplitud de las vibraciones y el acoplamiento mecánico del actuador y el tejido.

Estos desafíos resaltan la necesidad de contar con plataformas controladas que permitan validar y optimizar los métodos elastográficos reproducibles.

En conclusión, la elastografía con excitación externa ofrece ventajas significativas en términos de cuantificación y reproducibilidad, pero su implementación efectiva requiere solucionar desafíos técnicos relacionados con la generación y control de las fuerzas aplicadas.

1.3 ¿Qué es el diseño?

A la hora de definir que es el diseño, surgen numerosas definiciones diferentes, esto debido a la naturaleza de diseñar, se trata de una experiencia bastante común como seres humanos. Centrándose más en el ejercicio de la ingeniería, esta disciplina se centra en gran medida en el diseño, muchas veces se cataloga al diseño como la esencia de la ingeniería. Diseñar es integrar cosas nuevas o reordenar algunas existentes de una manera nueva para lograr satisfacer una necesidad reconocida de la sociedad. De esta manera se define el diseño como un proceso “que establece y define soluciones y estructuras pertinentes para problemas no resueltos previamente, o nuevas soluciones a problemas que ya se habían resuelto de otra manera”. [15]

El diseño se puede abordar de igual forma que la resolución de un problema, en definitiva, son muy similares ya que diseñar es resolver el problema de solucionar o satisfacer la necesidad del cliente. De esta manera, el proceso de diseño se puede resolver con la siguiente metodología [15].

- 1) Definición del problema
- 2) Recopilación de información
- 3) Generación de alternativas
- 4) Evaluación de opciones
- 5) Comunicación de los resultados

Esta metodología de resolución de problemas es la que se aplicará en el trabajo de memoria con el fin de desarrollar el diseño de la estación de pruebas elastográficas.

1.4 El proceso de diseño

Una de las primeras personas en describir a detalle el proceso de diseño fue Morris Asimow, en lo que llamó “la morfología del diseño” [15]. El proceso es descrito en 7 fases del diseño, en la siguiente imagen XX se describe el proceso de las primeras 3 fases: diseño conceptual, ejecución del diseño y diseño de detalle. Estas fases, a su vez, están compuestas por 8 pasos que conforman la representación básica del proceso de diseño, siguiendo esta secuencia lógica se puede lograr ir desde la definición del problema hasta el diseño de detalle.

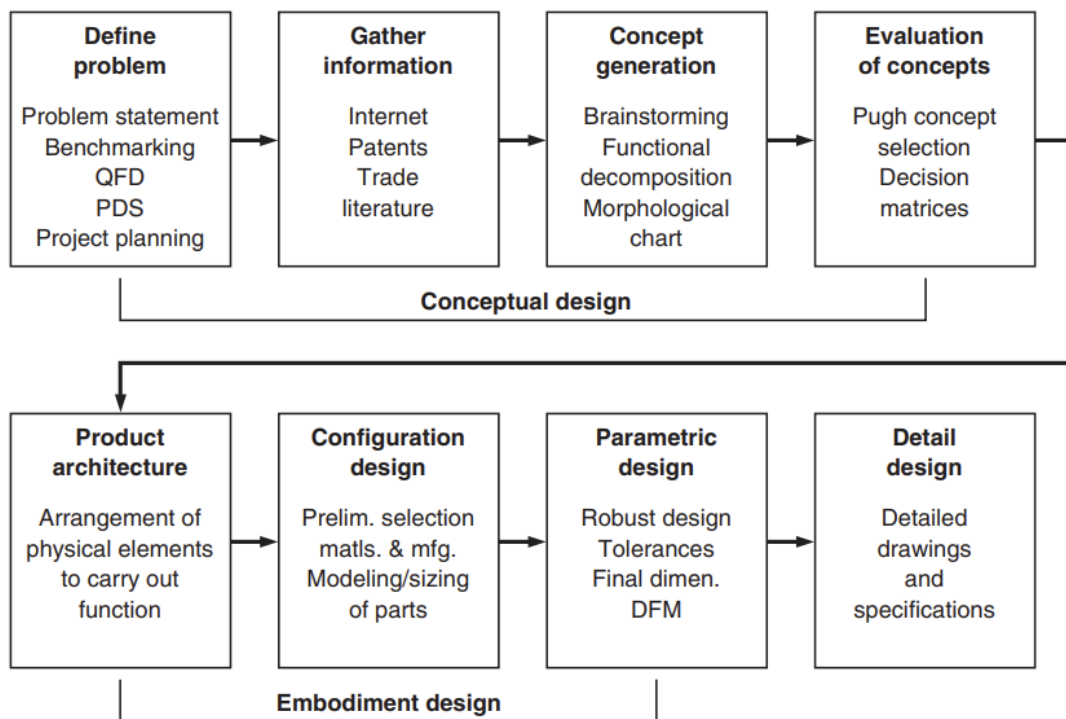


Figura 2.1: Morfología del diseño [15]

Fase 1: Diseño conceptual

En esta fase, se define la problemática y se comienza a explorar las posibles soluciones. En esta fase se elige la opción de diseño que más se adecue a las necesidades del cliente definidas en esta etapa. Esta fase requiere una buena comunicación entre el equipo de diseño y el cliente final.

Algunas de las actividades que se desarrollan en esta etapa son las siguientes:

- Identificación de las necesidades del cliente
- Definición del problema
- Recopilación de información
- Conceptualización
- Selección de conceptos
- Refinamiento del PDS
- Revisión del diseño

Fase 2: Diseño estructurado

En esta fase ocurre el desarrollo del concepto elegido anteriormente. Se materializa el concepto de diseño, todas sus funciones principales que debe realizar el producto. En la fase de diseño estructurado es donde se decide sobre la resistencia y la selección de materiales, también, se toman decisiones sobre el tamaño, la forma y la compatibilidad espacial del concepto. Las tres actividades principales de esta fase son las siguientes:

- Arquitectura del producto
- Diseño de configuración de las partes y componentes
- Diseño paramétrico de las partes

Fase 3: Diseño de detalle

En la fase del diseño de detalle, el concepto se lleva a una descripción completa de su ingeniería para obtener un producto probado y reproducible. Se agrega información como disposición de los elementos, forma, dimensiones, tolerancias, materiales y procesos de manufactura. Las actividades principales de esta etapa son las siguientes:

- Planos de ingeniería a detalle
- Verificación y testeo de prototipos
- Planos de ensamble
- Especificaciones técnicas del producto
- Revisión del diseño

Capítulo 2 – METODOLOGÍA

En este capítulo se aborda la metodología utilizada para llevar a cabo el diseño de la estación de pruebas elastográficas del laboratorio de ultrasonido cuantitativo de la universidad, esta metodología se organiza en fases bien definidas comenzando por la obtención de los requerimientos técnicos y terminando en la propuesta de diseño funcional. Además, en este caso se tiene como objetivo la construcción de un prototipo funcional que se pueda implementar en el laboratorio para mejorar las condiciones actuales en la realización de pruebas de elastografías.

En primer lugar, se realiza el análisis del problema, es decir, se identifican las limitaciones existentes en la investigación de elastografía por excitación externa y los requerimientos del laboratorio. Posteriormente, se explica la etapa conceptual, donde se generan y evalúan las alternativas de diseño a través de criterios establecidos a partir de los requerimientos específicos del laboratorio.

Luego, se explica el diseño estructurado, etapa en donde se determinan los subsistemas fundamentales del diseño. Para finalizar, se presenta el diseño de componentes específicos donde se incluyen la materialidad, las dimensiones y los instructivos con la intención de que la estación cumpla con los estándares de repetibilidad y exactitud requeridos.

Esta metodología sistemática asegura que el diseño final, no solo satisface en el corto plazo las necesidades del propio laboratorio, sino que permite futuras evoluciones para futuros estudios o pruebas de elastografías que se necesiten realizar.

Para asegurar la rigurosidad del proyecto, la metodología se divide en cinco fases interconectadas que permiten abordar la complejidad técnica del sistema:

- Análisis del Problema y Requerimientos: Identificación de variables críticas y fronteras del sistema.
- Diseño Conceptual: Generación y selección técnica de alternativas.
- Diseño de Configuración (Estructurado): Definición de subsistemas y análisis de integridad.
- Diseño de Detalle y Manufactura: Especificación de materiales, dimensiones y construcción.
- Validación Experimental: Protocolos de prueba y cuantificación de errores.

2.2 Fase I: análisis del problema y definición de requerimientos

Esta fase inicial se centra en comprender las limitaciones actuales del LUC para realizar elastografía por excitación externa. Para ello, se aplican las siguientes herramientas:

- Levantamiento de Necesidades: Se identifica la falta de un sistema que permita el control preciso de la frecuencia y la amplitud de las ondas mecánicas.
- Análisis Funcional (Caja Negra y Caja Transparente): Se modela el sistema para entender las transformaciones de energía necesarias y las señales de control de entrada (frecuencia nominal).
- Lista de Atributos: Se establecen los parámetros de diseño, destacando como demanda mandatoria un rango de operación de 10 Hz a 100 Hz

2.3 Fase II: diseño conceptual y selección de alternativas

- Partiendo de las funciones identificadas, se procede a la búsqueda de soluciones técnicas mediante una Carta Morfológica, combinando métodos de soporte, accionamiento y transmisión de vibración.
- Generación de Conceptos: Se derivaron cuatro conceptos preliminares que abordan de forma distinta la solución a la problemática.
- Evaluación mediante proceso de jerarquización: Se utiliza una matriz de decisión ponderada para evaluar los conceptos frente a criterios previamente jerarquizados.

2.4 Fase III: diseño estructurado

En esta etapa se determinaron los subsistemas fundamentales (soporte, generación y acople) y su disposición espacial.

Además, se procede con el modelado y simulación estructural de los sistemas diseñados. Se realizan modelos CAD de los sistemas para posteriormente evaluar su resistencia mediante Análisis de Elementos Finitos (FEA).

Por otro lado, se procede a realizar un análisis modal de los sistemas, de tal manera de asegurar que las frecuencias naturales del sistema se encuentren alejadas del rango de trabajo del diseño propuesto

2.5 Fase IV: diseño de detalle y manufactura

En esta fase del diseño se definen las especificaciones técnicas finales para la construcción de los prototipos funcionales:

Se selecciona la materialidad de los componentes tomando como referencia los análisis realizados en la fase anterior, de esta manera queda el diseño completamente definido. Posteriormente se deben elaborar planos de fabricación para garantizar que el diseño cumpla con los estándares de repetibilidad requeridos para el laboratorio.

2.6 Fase V: protocolo de validación experimental

La propuesta de diseño finaliza con la validación del funcionamiento del o los sistemas que componen la estación de pruebas de elastografías. Para esto se divide la validación en dos ejes fundamentales, por un lado, se tiene la validación dinámica del sistema, donde se caracterizan las frecuencias producidas por la estación. Por otro lado, se tiene la validación de imagen donde se caracteriza la capacidad de realizar tomas de muestra a tejidos como fantomas.

Caracterización dinámica: Se instrumenta la estación con acelerómetros GY-61 (previamente validados contra sensores SKF de referencia) para medir la respuesta dinámica. Se utilizó la Transformada Rápida de Fourier (FFT) para analizar la pureza de la señal inducida.

Ensayos de Imagenología: Se realizan pruebas en fantomas de tejido simulado y voluntarios, utilizando ultrasonido en Modo B para verificar visualmente la propagación de la onda y la penetración de la excitación.

Capítulo 3 – DISEÑO DE ESTACIÓN DE PRUEBAS

3.1 Antecedentes

Actualmente, se están realizando investigaciones en el Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo en la Universidad Técnica Federico Santa María. Estas investigaciones contemplan diversos métodos de generación de imagen utilizando ultrasonido. Desde Ultrasonido, Doppler, Elastografías, etc. Actualmente, las pruebas de elastografías se encuentran limitadas a pruebas en uno de sus mesones con arreglos precarios para la toma de datos. Si bien, se cuenta con una camilla, esta no se encuentra disponible para la realización de pruebas de elastografías debido a que no se cuenta con un equipo destinado para este fin.

Esta limitante complica la toma de datos para los estudiantes que se encuentran desarrollando sus investigaciones. El diseño actual con el que se realizan las pruebas de elastografías no se encuentra con una altura cómoda para la toma de datos, se deben utilizar objetos para aumentar la altura del fantoma y poder utilizar el actuador que se posee. Esto supone una dificultad para el alumno o investigador ya que las ondas no se transmiten de la mejor manera al fantoma en el mesón.

Actualmente el laboratorio cuenta con 3 actuadores diferentes, ButtKicker concert, actuador de motor excéntrico y Shadow-8 Dual Motion (T108SS). Las características técnicas de estos actuadores se detallan en el Anexo A.

3.1.1 Lay out del laboratorio

En la siguiente Figura 3.1 se muestra la distribución actual del laboratorio y los espacios disponibles para poder realizar la estación de pruebas.

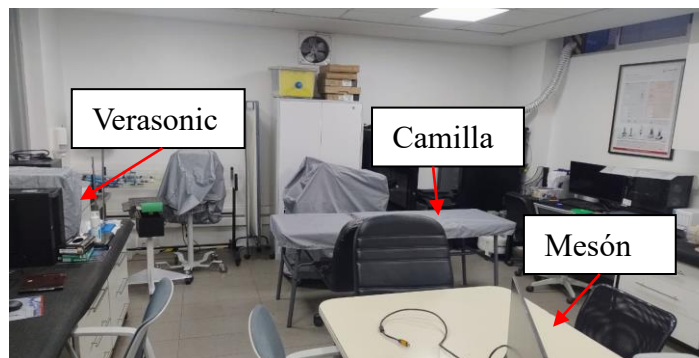


Figura 3.1: Configuración laboratorio de ultrasonido cuantitativo.

En el layout actual se tiene la camilla en el extremo Oeste del laboratorio, en este lugar se realizarán las pruebas de elastografías con sujetos sanos voluntarios. Luego, en el mesón ubicado en el extremo Sur se encuentra el equipo Verasonic y a su lado el actuador actual donde se realizan las pruebas elástográficas a los fantasmas elaborados en el laboratorio. Con estos antecedentes se tiene que, para la creación de la estación de pruebas se necesita uno o varios dispositivos que permitan la toma de muestras en ambas zonas del laboratorio.

En resumen, la disposición actual del laboratorio plantea el desafío de integrar la estación de pruebas de manera que abarque tanto el área destinada a los ensayos con voluntarios como la zona de trabajo con fantasmas. Por lo tanto, el diseño debe considerar dispositivos versátiles y adaptables que faciliten la toma de muestras en ambos sectores.

3.1.2 Esquema de conexión del dispositivo actual

El esquema actual del arreglo experimental es similar al mostrado en la Figura 3.1, se genera una señal utilizando el software MATLAB con una app generadora de ondas, la señal llega a una interfaz de audio. Posterior a la interfaz (señal pre-amplificada), la señal es amplificada en un amplificador de señal y finalmente enviada al actuador.

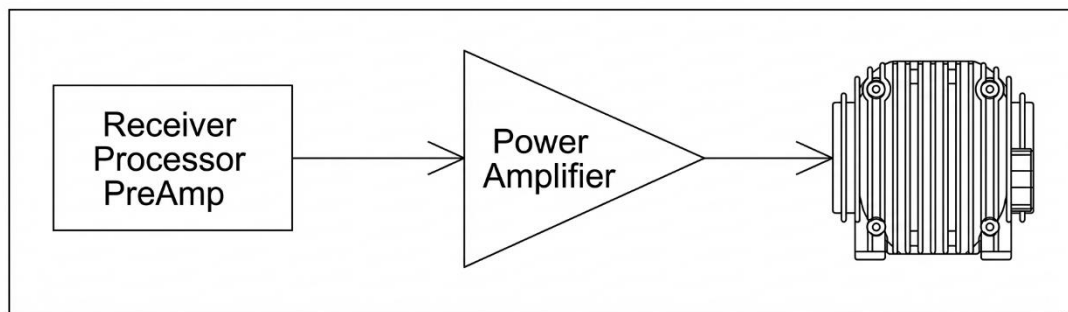


Figura 3.2: Esquema de conexión Buttkicker [16].

3.1 Definición del problema

A partir de la problemática planteada en el capítulo 1, se tiene que la ausencia de infraestructura adecuada para realizar estudios experimentales en materia de elastografía por ondas de corte constituye una limitación significativa para lograr avances en investigación y validación de nuevas técnicas de metodologías en el país. Esta falta de infraestructura restringe tanto la generación de conocimiento científico como la capacidad de formar estudiantes que se interesen por desarrollar sus investigaciones en este campo.

En este contexto y específicamente en el LUC surge la necesidad de diseñar una estación de pruebas especializada que permita realizar pruebas de elastografías en el laboratorio en un rango de entre 10Hz y 100Hz. Además, este diseño debe aportar flexibilidad y reproducibilidad a las pruebas realizadas en el laboratorio.

3.2.1 Listado de atributos

Como parte del proceso de diseño, con el fin de elaborar propuestas de solución a la problemática que se presenta, se han definido atributos que deben ser asegurados con el fin de cumplir las necesidades que requiere el diseño. Los atributos son planteados en función de los requerimientos planteados por el cliente, en este caso el director del laboratorio, profesor Dr. Joaquín Mura y todos los alumnos e investigadores que se encuentran trabajando en el laboratorio. La idea es satisfacer las necesidades de los usuarios que hacen uso del laboratorio para sus investigaciones.

De este modo, los atributos seleccionados para elaborar el diseño de la estación de pruebas son los siguientes:

1. Alimentación eléctrica de 220 V (50 Hz)
2. Generación de ondas mecánicas en el rango de 10 a 100 Hz
3. Control de amplitud de las ondas
4. Posibilidad de generar diferentes formas de onda (sinusoidal, cuadrada, etc.)
5. Estructura capaz de soportar todos los componentes
6. Desplazamiento ajustable del cabezal
7. Capacidad de prueba de cuerpos o fantomas de hasta 150 kg
8. Dimensiones compatibles con el espacio disponible en el laboratorio (LUC)
9. Facilidad de construcción
10. Bajo costo de construcción
11. Bajo costo de operación
12. Bajo costo y requerimiento de mantenimiento

13. Vida útil estimada mayor a 5 años
14. Compatibilidad con entornos médicos (materiales, seguridad, limpieza)
15. Posibilidad de realizar pruebas con personas sanas
16. Ocupación mínima de espacio en laboratorio
17. Reducción de vibraciones parásitas
18. Diseño flexible/ajustable para adaptarse a distintos escenarios de prueba
19. Generar ondas mecánicas en el rango de 10 a 100 Hz
20. Controlar la frecuencia y la amplitud de las ondas
21. Generar formas de onda específicas (sinusoidal, cuadrada, etc.)
22. Permitir el desplazamiento del cabezal para enfocar o dirigir la onda
23. Facilitar la realización de pruebas de elastografía sobre tejidos o fantasmas.

3.2.3 Objetivos, restricciones y funciones del diseño

Los atributos recolectados en un principio se pueden separar en tres clasificaciones, objetivos, restricciones y funciones. La clasificación de objetivo se refiere a las metas que debe cumplir el diseño para obtener un resultado deseado en cuanto a sus características. Las restricciones se refieren a las limitaciones que presenta el diseño, límites que deben respetarse ya sea por las necesidades del cliente o restricciones derivadas del entorno en el que se implementa la propuesta de diseño. Por último, las funciones son las tareas que la propuesta de diseño debe realizar para cumplir el propósito final del diseño, en este caso es realizar pruebas de elastografías. Conociendo las clasificaciones en las que se dividen los atributos, en el caso de este diseño se separan de la siguiente manera.

Objetivos de diseño

- Permite configuraciones para distintas pruebas
- Ajustable en altura
- Ajustable lateralmente
- Aislación de frecuencias
- Capacidad de probar en voluntarios sanos
- Bajo costo de fabricación
- Bajo costo de operación.
- Fácil fabricación
- Espacio utilizado reducido
- Estructura integrada
- Vida útil del sistema alta (mínimo 5 años)
- Alta confiabilidad
- Disponibilidad de repuestos

- Resistencia de los materiales a esfuerzos cíclicos
- Fácil de operar
- Bajo costo de mantenimiento

Restricciones del sistema

- Alimentación eléctrica: 220 V, 50 Hz
- Presupuesto máximo para prototipo: CLP \$100.000
- Dimensiones del sistema deben ser compatibles con el espacio disponible en el laboratorio (LUC) -> 9 [m²]
- Capacidad estructural para soportar todos los componentes del sistema
- Capacidad de prueba para cuerpos de hasta 150 kg

Funciones del sistema

- Generar ondas mecánicas en el rango de 10 a 100 Hz
- Controlar la frecuencia y la amplitud de las ondas
- Generar formas de onda específicas (sinusoidal, cuadrada, etc.)
- Permitir el desplazamiento del cabezal para enfocar o dirigir la onda
- Facilitar la realización de pruebas de elastografía sobre tejidos o fantomas

3.2.3 Categorización de objetivos

En esta sección, se organizan los objetivos en grupos con el fin de agruparlos según sus características y similitudes entre ellos. Se agrupan en categorías que se nombran según las características del objetivo. De esta manera, los objetivos quedan categorizados en 4 grupos llamados:

Desplazamiento

- Permite configuraciones para distintas pruebas
- Ajustable en altura
- Ajustable lateralmente

Desempeño

- Larga vida útil
- Aislación de frecuencias
- Alta confiabilidad
- Fácil de operar
- Resistencia de los materiales a esfuerzos cíclicos

Costo

- Bajo costo de fabricación
- Bajo costo de operación
- Bajo costo de mantenimiento
- Disponibilidad de repuestos

Estructural

- Fácil fabricación
- Espacio utilizado reducido
- Capacidad de probar en voluntarios sanos
- Estructura integrada

3.2.4 Jerarquización de objetivos

Los objetivos del diseño, anteriormente clasificados en sus respectivas categorías, se ordenan según el nivel de importancia dado por el propio diseñados. Se ordenan tal que quedan expuestos en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Jerarquización de objetivos

1 Estructura	2 Desplazamiento	3 Desempeño	4 Costo
Fácil Fabricación	Flexibilidad para realizar pruebas	Fácil de operar	Bajo costo de fabricación
Capacidad de probar en voluntarios sanos	Ajustable en altura	Resistencia de materiales a esfuerzos cíclicos	Bajo costo de operación
Espacio utilizado reducido	Ajustable lateralmente	Aislación de frecuencias	Bajo costo de mantenimiento
Estructura integrada		Alta confiabilidad	Disponibilidad de repuestos
		Larga vida útil	

3.2.5 Árbol de objetivos jerarquizados.

A modo de mostrar la información de la Tabla 3.1 de una forma más gráfica, se representan los objetivos caracterizados en el siguiente Figura 3.7.

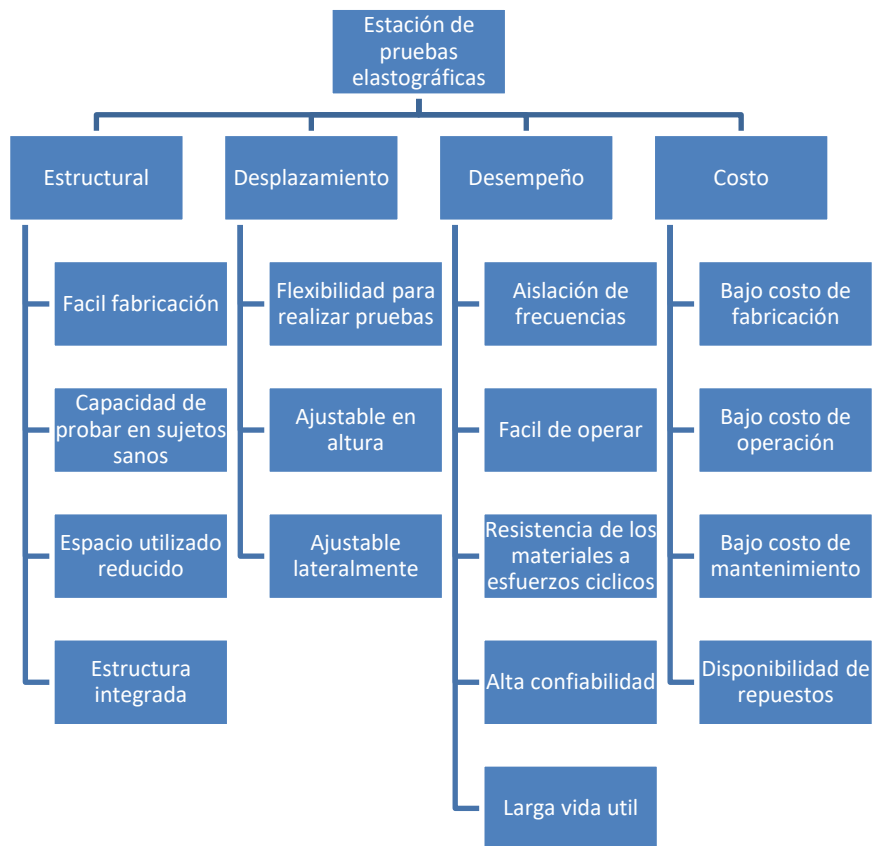


Figura 3.7: Árbol de objetivos jerarquizados

3.2.6 Lista de objetivos argumentada

En la siguiente Tabla 3.2 se muestran las categorías de los objetivos en las que se clasificaron anteriormente, a cada categoría, se le añaden las restricciones y funciones planteadas en un principio, así, se logra tener una idea mejor de la relación entre los atributos planteados en un comienzo y como se relacionan con los objetivos.

Tabla 3.2: Lista de objetivos argumentada

1. Estructura	2. Desplazamiento
1.1. Fácil fabricación 1.2. Prueba en sujetos sanos 1.3. Espacio utilizado reducido 1.4. Estructura integrada F1: Facilita la realización de pruebas sobre tejidos simulados y sujetos R1: Dimensiones compatibles con espacio del laboratorio 9 [m²] R2: Capacidad de prueba con sujetos de hasta 150kg	2.1. Flexibilidad para realizar pruebas 2.2. Ajustable en altura 2.3. Ajustable lateralmente F1: Permitir el desplazamiento del cabezal
3. Desempeño	4. Costo
3.1 Aislación de frecuencias 3.2 Fácil de operar 3.3 Alta resistencia a esfuerzos cíclicos 3.4 Alta confiabilidad 3.5 Larga vida útil F1: Generar ondas mecánicas F2: Controlar frecuencia y amplitud R1: Alimentación: 220V, 50Hz R2: Ondas mecánicas deben ser por lo menos entre 10 y 100Hz	4.1. Bajo costo de fabricación 4.2. Disponibilidad de repuestos 4.3. Bajo costo de operación 4.4. Bajo costo de mantenimiento R1: presupuesto máximo del prototipo \$100.000 [Clp]

3.2.6 Lista de objetivos con pesos ponderados

El método de jerarquización anterior puede parecer subjetivo, es por esto que existe el método de jerarquización utilizando pesos ponderados. Para esto, se asignan valores relativos a los grupos y objetivos utilizando la escala de importancia relativa de Saaty (1986) adaptada al diseño (AHP por sus siglas en inglés) [17]. Utilizando estos valores relativos se logra identificar qué grupos y objetivos son más relevantes de manera objetiva. En el Anexo B se muestran los detalles de estos pesos ponderados y sus valores detallados. Los resultados de la aplicación de esta escala se muestran en la siguiente Tabla 3.3.

Tabla 3.3: Lista de objetivos y pesos ponderados.

1 Estructura (0,35)	2 Desplazamiento (0,37)	3 Desempeño (0,23)	4 Costo (0,06)
Fácil Fabricación (0,50)	Flexibilidad para realizar pruebas (0,48)	Fácil de operar (0,24)	Bajo costo de fabricación (0,39)
Capacidad de probar en voluntarios sanos (0,24)	Ajustable lateralmente (0,33)	Resistencia de materiales a esfuerzos cíclicos (0,34)	Bajo costo de operación (0,10)
Espacio utilizado reducido (0,18)	Ajustable en altura (0,19)	Aislación de frecuencias (0,24)	Bajo costo de mantenimiento (0,20)
Estructura integrada (0,08)		Alta confiabilidad (0,21)	Disponibilidad de repuestos (0,32)
		Larga vida útil (0,05)	

3.3 Análisis funcional

En esta sección se establecen las funciones que debe cumplir el producto desarrollado, teniendo en cuenta tanto las entradas y salidas del sistema. Para este propósito se construyen representaciones gráficas mediante el modelo de caja negra y caja transparente. A través de estos modelos se desglosan las subfunciones requeridas para transformar las entradas en las salidas que se necesitan.

3.3.1 Caja Negra

Para emplear este modelo, se deben identificar los flujos de entrada y salida del sistema en una estación de pruebas elastográficas. En este caso el sistema recibe un control dado por la persona que opera la estación, fuente de energía eléctrica y una fuerza ejercida por el operador. Las salidas del sistema deben ser las ondas mecánicas, el movimiento de ajuste del sistema, el calor y sonido producto de las transformaciones de energías residuales en el sistema. En la Figura 3.8 se representa el modelo de caja negra correspondiente a la estación de pruebas elastográficas.

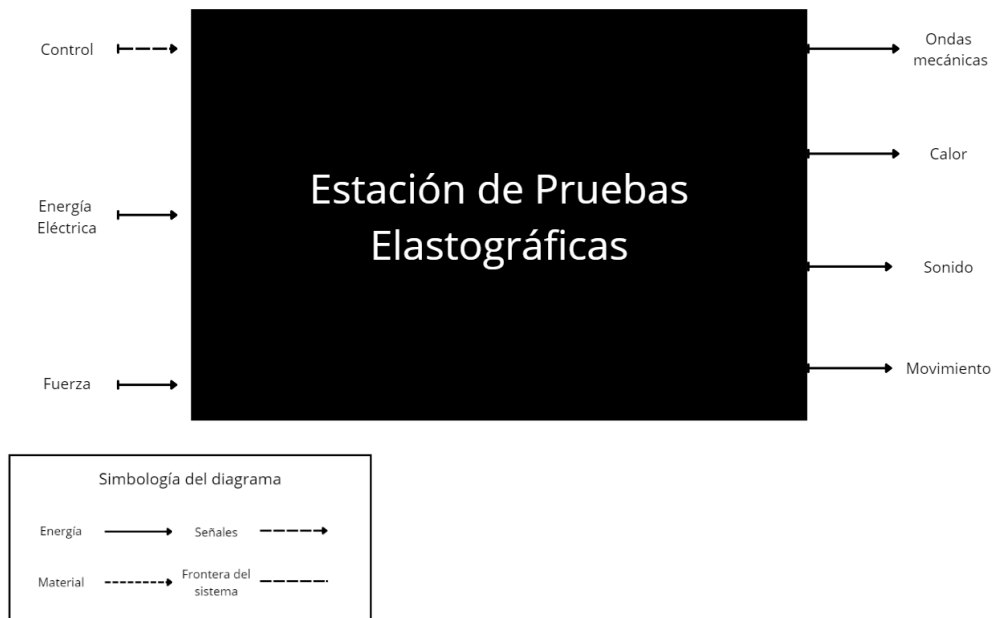


Figura 3.8: Caja negra estación de pruebas elastográficas.

3.3.2 Caja transparente

A continuación, se construye el modelo de caja transparente como una representación más detallada del sistema, en este diagrama se explica cómo cada función se lleva a cabo para lograr las salidas deseadas. En el siguiente diagrama se muestran las subfunciones que permiten transformar las entradas en salidas, tal como se muestra en la Figura 3.9.

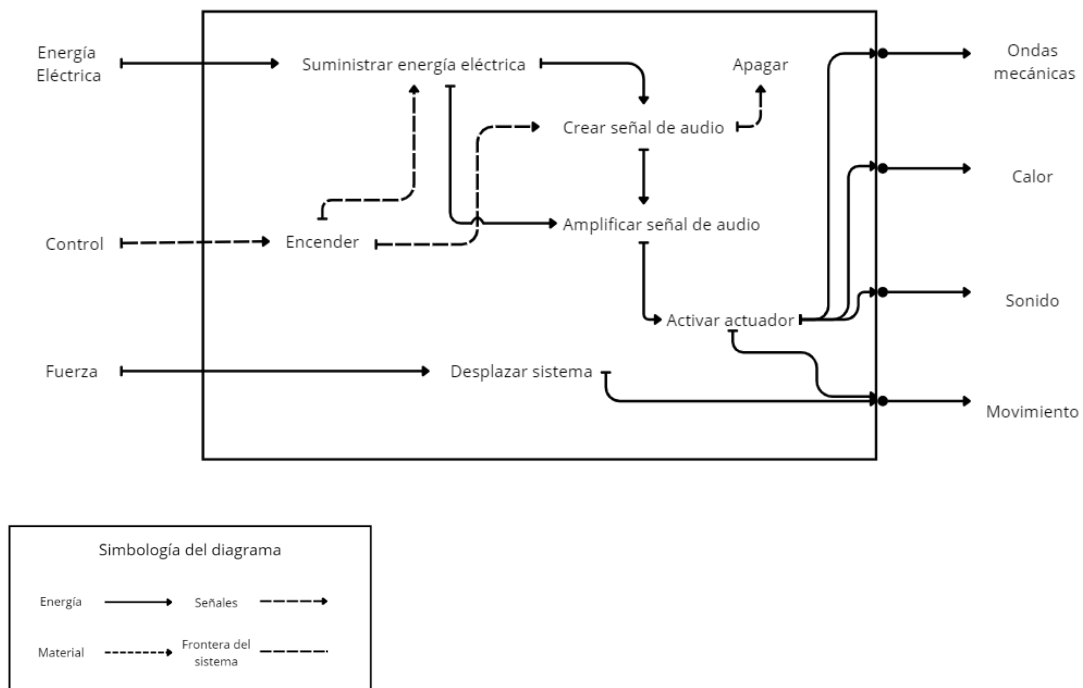


Figura 3.9: Caja transparente estación de pruebas elastográficas

3.3.3 Especificaciones técnicas de ingeniería

En esta sección, se presentan los requerimientos específicos que tiene el diseño. Estos se clasifican en dos categorías, demandas (marcadas con “D”) que corresponden a requisitos que son indispensables y se deben cumplir para garantizar su funcionamiento y éxito en la propuesta del diseño. Por otro lado, se encuentran los requerimientos deseables (marcadas con “W”) que son aquellos requerimientos que podrían ser una ventaja incorporarlos pero que su ausencia no afecta el desempeño del sistema o equipo diseñado. Utilizando este enfoque se puede identificar las necesidades críticas del diseño y además, posibles mejoras que se pueden incorporar de inmediato o en una etapa posterior.

1) Geometría

D: Soportar la estructura

D: Dimensiones dentro de $1 \text{ [m}^2 \text{]}$ de base

W: Dimensiones que permitan su desplazamiento

2) Capacidad

D: Pruebas en sujetos voluntarios de máximo 100[kg]

D: Rango de trabajo de 10-250[Hz]

W: Minimizar frecuencias parásitas

3) Energía

D: Conexión eléctrica 220 [V] a 50 [Hz]

4) Mantenimiento

D: Acceso rápido a componentes críticos

5) Costo

Costo de fabricación dentro de presupuesto

6) Operación

D: Frecuencia ajustable

D: Tiempo aproximado de prueba 15[s]

D: Ajustable en eje vertical y horizontal

D: Confiabilidad del valor de frecuencia 98%

W: Ajuste de tiempo según necesidades del experimento

W: Apagado automático

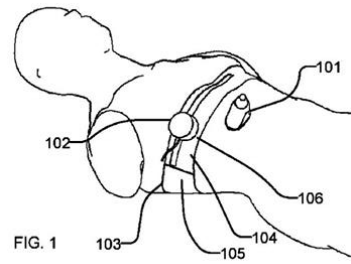
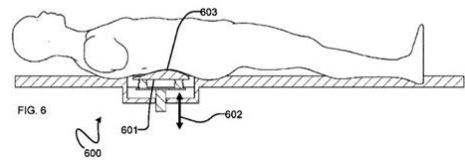
3.4 Generación de conceptos

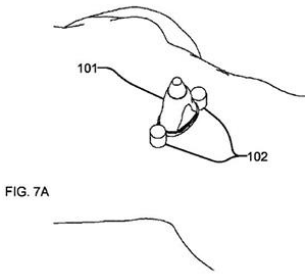
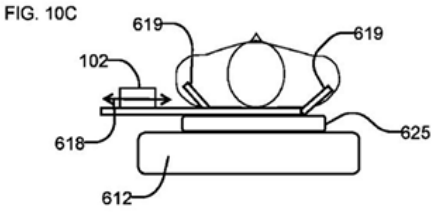
Durante este sub capítulo, se desarrolla el concepto del diseño y para esto se comienza con la búsqueda de patentes de algunos componentes y/o equipos que cumplan funciones similares a las requeridas por el diseño. Posterior a la búsqueda de patentes, se realiza una carta morfológica en la cual se descomponen las funciones del sistema y se proponen diferentes opciones que cumplan dicha función. Con esto, se plantean alternativas o conceptos de diseño para finalmente, seleccionar los conceptos que cumplan con los requisitos planteados en la primera fase.

3.4.1 Búsqueda de patentes

En esta sección se realiza una búsqueda de algunas patentes de componentes y/o equipos que cumplen funciones que se adecuen a los requerimientos del diseño que se está elaborando. En la Tabla 3.4 se presenta una patente de origen japonés que describe varias alternativas de sistemas para realizar elastografías. Para cada sistema extraído de esta patente se realiza una breve descripción y se muestra una imagen del esquema descrito en dicho documento.

Tabla 3.4: Revisión de patentes.

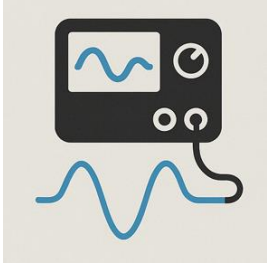
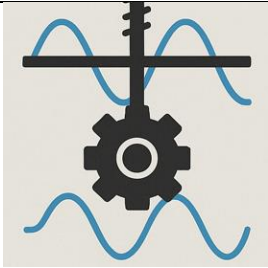
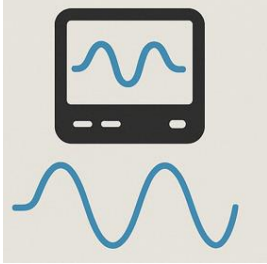
Patente: JP 7133480 B2 (Esquema 1) Descripción: En esta opción de la patente referenciada, se describe un esquema en el que al sujeto se le coloca un cinturón (104) con el actuador integrado (102) y el transductor (101) es posicionado manualmente.	 FIG. 1
Patente: JP 7133480 B2 (Esquema 6) Descripción: En este esquema, se describe una plataforma larga en la que se encuentra integrado el actuador, de tal manera que el sujeto se recuesta sobre él. El actuador se mueve en dirección vertical, perpendicular al plano de la base. El transductor se posiciona manualmente en el cuerpo.	 FIG. 6

Patente: JP 7133480 B2 (Esquema 7A) Descripción: En el presente esquema, se describe un arreglo en el que los actuadores (102) se encuentran integrados a los costados del transductor (101), de tal manera que, al posicionar el transductor, los actuadores entran en contacto con el cuerpo.	 FIG. 7A
Patente: JP 7133480 B2 (Esquema 10C) Descripción: En este arreglo experimental, se describe una base larga (612) similar al Esquema 6, el sujeto se recuesta sobre una placa (619) que posee el actuador integrado (102). El actuador se desplaza perpendicular al sujeto y en el mismo plano que la base (618).	 FIG. 10C

3.4.2 Carta morfológica

En la Tabla 3.5 se muestra la carta morfológica del proyecto que se está diseñando, se muestran varias alternativas para los subsistemas del equipo. De esta carta morfológica se pueden extraer combinaciones de tecnologías que pueden formar finalmente el diseño de la estación de pruebas elastográficas del laboratorio.

Tabla 3.5: Carta morfológica

Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Generar ondas mecánicas	 Motor excéntrico	 Actuador piezoeléctrico	 Solenoides
Control de onda	 Eléctrico	 Mecánico	 Digital
Soportar estructura fantoma/voluntarios	 Camilla	 Estructura metálica	 Sistema portátil
Desplazar cabezal/actuador	 Ruedas	 Rieles	 Tornillo

3.4.3 Generación de alternativas

En este subcapítulo, luego de plantear las herramientas de diseño utilizadas anteriormente, se puede comenzar a crear conceptos o alternativas de diseño que cumplan los requerimientos del cliente. Aplicando las propuestas de soluciones encontradas y mezclando tecnologías encontradas en la realización de la carta morfológica, se plantean 4 conceptos de diseño. En todos los conceptos, la conexión es igual, consisten en un generador de señal digital utilizando el software MATLAB en un computador, luego pasa a una interfaz de audio, posteriormente se conecta el amplificador de señal debido a que la mayoría de los actuadores requieren uno y finalmente, se conecta al actuador seleccionado en la configuración planteada en cada concepto.

De esta manera, los conceptos de diseño se centran en el montaje de los actuadores y los tipos de sistemas para generar las ondas mecánicas necesarias para realizar elastografías. A continuación, se presentan los 4 conceptos ideados con un esquema dibujado a mano alzada para comenzar a dimensionar y plantear los esquemas de solución.

Concepto 1

En este concepto, se contempla un actuador de grandes dimensiones similar al ButtKicker presente en el laboratorio. Este es anclado a la estructura de una camilla con estructuras metálicas. Esta integración rígida entre ambos elementos y permite transmitir de manera eficiente las ondas mecánicas al tejido o fantoma.

La estructura requiere elementos de refuerzos al estar en voladizo el actuador, esta estructura debe resistir el peso del actuador (5kgf) y las cargas dinámicas generadas por las oscilaciones del sistema de hasta 10g de aceleración. Esto incrementa la robustez del sistema, pero implica un mayor volumen y peso total que finalmente, limita la portabilidad y flexibilidad de uso.

Este concepto está pensado específicamente para la operación en camilla, por esta razón el sistema resulta poco versátil y adaptable a otros escenarios de pruebas en el laboratorio. Sin embargo, la ventaja principal es que asegura condiciones controladas y repetibles.

En la Figura 3.11 se presenta el concepto en vista general, se aprecia la estructura metálica necesaria para resistir las cargas del actuador. Esta imagen permite un entendimiento de las dimensiones y disposición de los elementos del diseño.

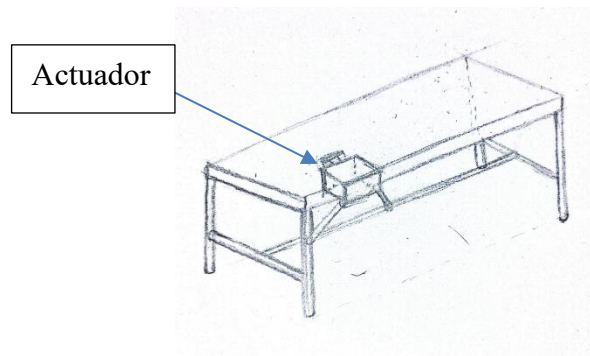


Figura 3.11: Boceto Concepto 1

Concepto 2

En este concepto, se plantea una configuración basada en la patente JP 7133480 B2 (Esquema 7A), en esta configuración se utilizan dos actuadores de pequeñas dimensiones sujetos directamente al transductor de ultrasonido. Esta disposición compacta permite un conjunto que destaca por ser sumamente portátil, reduciendo así la necesidad de estructuras de soporte externas y facilitando la manipulación en distintos entornos de prueba.

Gracias a su diseño ligero y adaptable, este sistema puede emplearse tanto en mesones de laboratorio como en camillas clínicas, otorgando mayor flexibilidad en la aplicación de pruebas de elastografía. La portabilidad amplía el rango de uso y facilita la experimentación en distintos escenarios, favoreciendo la validación de resultados en condiciones variadas.

Aunque el tamaño reducido de los actuadores limita la potencia máxima que pueden entregar, su integración directa con el transductor permite focalizar la excitación en la zona de interés, lo cual es suficiente para la generación de ondas mecánicas dentro del rango de frecuencias requerido.

En la Figura 3.12 se muestra una vista general del esquema propuesto en el concepto planteado.

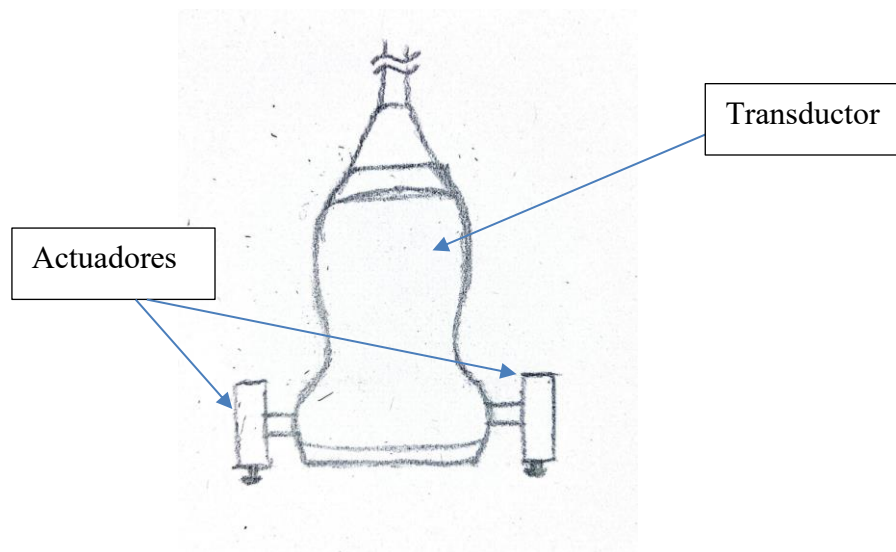


Figura 3.12: Boceto Concepto 2.

Concepto 3

En el concepto 3 se plantea un diseño similar al descrito en la patente JP 7133480 B2 (Esquema 6), se compone de 2 actuadores planos con una placa inferior y otra superior, los actuadores quedan sujetos a estas placas y transmiten las ondas mecánicas verticalmente hacia el sujeto de prueba.

La estructura es sencilla, sin requerimientos considerables en cuanto a resistencia de esfuerzos y con pocos componentes, de esta manera se mejora la confiabilidad y el requerimiento de mantenimiento. Al ser un diseño que no está fijo a la camilla, resulta fácil su portabilidad de tal manera que se pueden realizar pruebas tanto en la camilla como en los mesones del laboratorio.

En la siguiente Figura 3.13 se muestra el diseño propuesto en el concepto 3. Se pueden apreciar las 2 placas que actúan como soporte de los actuadores. Se muestra su posible montaje en la camilla.

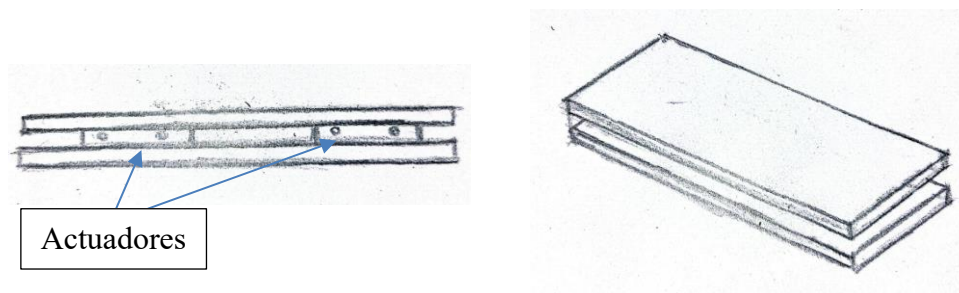


Figura 3.13: Boceto Concepto 3.

Concepto 4

En este concepto se utiliza el actuador tipo ButtKicker con el montaje actual del laboratorio y se monta en un pedestal móvil ajustable en altura. De esta manera, se obtiene un sistema flexible en todas las direcciones capaz de realizar pruebas en la camilla y en los mesones.

Se trata de una estructura que requiere de un pedestal que soporte las cargas del actuador. En la Imagen Figura 3.14 se muestra el diseño del pedestal con el actuador montado en su parte superior. La altura se regula para realizar pruebas que requieran distintas posiciones en el eje vertical.

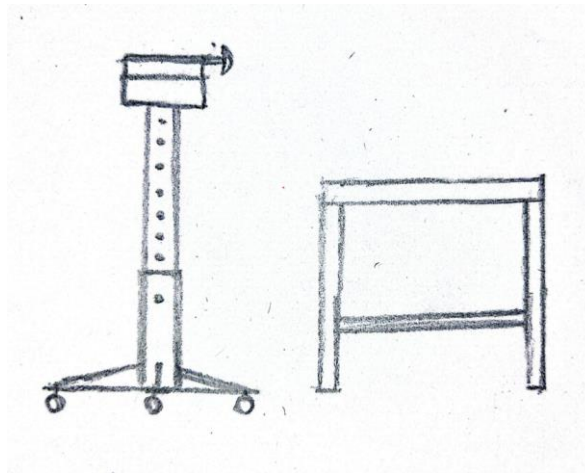


Figura 3.14: Boceto Concepto 4.

3.5 Selección de conceptos

El concepto que se elegirá se determina utilizando el método de pesos ponderados, este método se describe como un método que permite comparar distintos conceptos de diseño en función de criterios u objetivos previamente establecidos.

A cada criterio se le asigna un peso que refleja su nivel de relevancia dentro del proceso de diseño. Posteriormente, los conceptos se evalúan mediante una escala predefinida (1, 3 y 5, correspondientes a bajo, medio y alto desempeño, respectivamente) según su rendimiento frente a cada criterio.

El puntaje individual de cada criterio se obtiene al multiplicar su peso por la calificación asignada, y la suma total de estos valores determina el concepto con mejor desempeño global. De esta forma, el método facilita la selección de la alternativa más conveniente, garantizando el cumplimiento de los requerimientos del cliente, las métricas establecidas y los objetivos del proyecto.

El diseño 3 (propuesta actuadores planos) se ubica en el primer lugar con el puntaje más alto (1710 puntos), este diseño destaca en los siguientes objetivos.

- Fácil fabricación: al tratarse de pocos componentes y de fácil adquisición, este concepto logra sobresalir frente a las otras opciones.
- Flexibilidad de pruebas: al ser un diseño compacto y portátil, esta opción destaca por su flexibilidad en el posicionamiento de los actuadores, se puede ubicar en toda la extensión de la camilla o mesones del laboratorio.
- Prueba en sujetos voluntarios sanos: Al ser un concepto destinado casi exclusivamente a la camilla, destaca frente a otros conceptos en este ámbito.

En la Tabla 3.6 se detallan los puntajes obtenidos para cada uno de los conceptos, se puede observar que los diseños 3 y 4 destacan sobre el resto en aspectos críticos como la flexibilidad que entregan a la hora de realizar las diferentes pruebas de elastografías, su capacidad de prueba en sujetos voluntarios sanos y su disponibilidad de componentes y piezas. En el Anexo B se detallan los puntajes obtenidos por cada concepto, detallado por objetivos de diseño.

Finalmente, luego de conversar con el cliente, se decide avanzar con los 2 mejores conceptos de diseño, ambos diseños mostraron aspectos relevantes y acorde a los requerimientos del laboratorio. Por esta razón, se decide realizar el diseño de configuración para ambas propuestas de tal manera de evaluar su factibilidad técnica al realizar pruebas de elastografías.

Tabla 3.6 Puntuación obtenida por los diferentes conceptos.

	Puntuación
Concepto 3	1710
Concepto 4	1650
Concepto 2	1522
Concepto 1	946

Capítulo 4 – DISEÑO DE CONFIGURACIÓN

En el presente capítulo, se desarrolla la siguiente fase del diseño, el diseño de configuración. Esta fase consiste en la realización de un esquema del producto donde se puede observar la disposición espacial de los sistemas y subsistemas.

4.1 Arquitectura del diseño

Primeramente, se debe establecer el tipo de arquitectura que se utiliza y la disposición de todos los componentes que conforman el equipo. Además, se establece las relaciones que existen entre los diferentes componentes, estos forman módulos específicos que cumplen ciertas funciones.

4.1.1 Tipo de arquitectura

Luego del análisis realizado en el capítulo 3 y de la decisión de realizar el desarrollo de 2 conceptos de diseño, se decide utilizar el tipo de arquitectura modular de ranura mostrado gráficamente en la Figura 4.1, esto ya que se puede cambiar un módulo sin afectar los otros módulos. Para el caso de realizar 2 conceptos, el módulo a reemplazar será el sistema generador de ondas mecánicas, sin afectar los demás módulos.

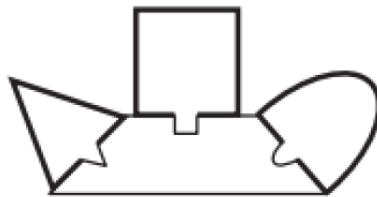


Figura 4.1: Representación de arquitectura modular tipo ranura [15].

4.1.2 Definición de la arquitectura del diseño

Para realizar y definir la arquitectura del diseño de la estación de pruebas elastográficas, se procede a realizar un análisis funcional de los sistemas principales: soporte, síntesis de señal, amplificación de señal, transmisión de ondas mecánicas. Estos sistemas cumplen funciones claves como; soportar las cargas, procesar la señal, amplificar la señal, generar ondas mecánicas. Este análisis funcional se detalla a continuación en la Figura 4.2. Teniendo en cuenta el análisis funcional detallado a continuación, se desprenden los sistemas requeridos en el diseño, estos son agrupados en la primera distribución física realizada para el diseño de las propuestas. En este caso, se trata de dos conceptos a desarrollar, sin embargo, comparten todos los módulos a excepción del modulo o sistema de generación de ondas mecánicas.

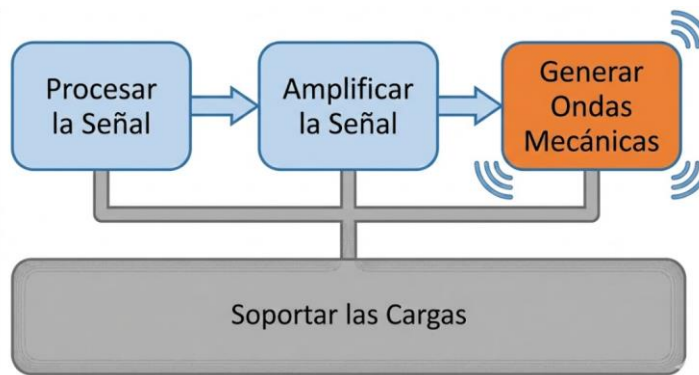


Figura 4.2: Análisis funcional general de la estación de pruebas.

En la figura 4.3 se puede observar la distribución de los sistemas principales que comparten ambos conceptos, se puede ver la camilla (color verde) que actúa como soporte principal para los sujetos voluntarios a los que se les realice las pruebas de elastografías. Luego, en amarillo, se observa el sistema de amplificación de señal y en azul, el sistema de procesamiento de la señal convierte una señal digital en una señal análoga pre-amplificada.

Las dimensiones generales del sistema son las medidas estándar de una camilla, en este caso corresponde a 1900 [mm] de largo, 600 [mm] de ancho y 800 [mm] de altura.

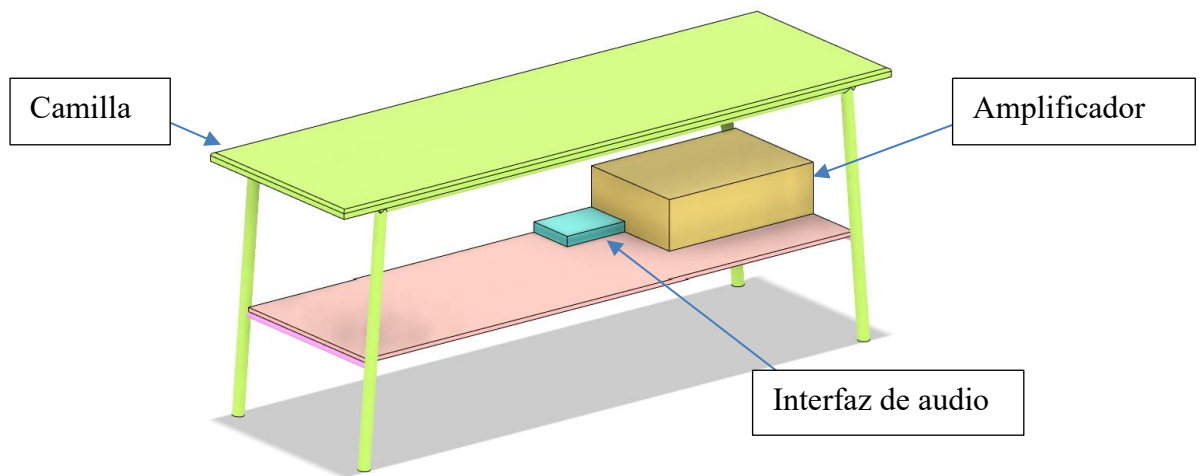


Figura 4.3: Sistemas de soporte y procesamiento de señales, utilizado para ambos conceptos.

Para el caso del concepto 3 mostrado en la Figura 4.4, se tiene en color rosado el sistema de generación de las ondas mecánicas, corresponde a dos placas accionadas por dos actuadores T108SS. El sujeto se recuesta sobre los cojines representados por color celeste y el sistema de generación de ondas mecánicas. Las dimensiones varían solo en la altura, sumando 50 [mm] más a la dimensión detallada anteriormente.



Figura 4.4: Distribución espacial del concepto 3.

En el caso del concepto 4, se muestra en la figura 4.5, se tiene la camilla, la interfaz de señal y el amplificador. Sin embargo, en esta ocasión, se tiene el pedestal al costado de la camilla con un palpador que es el encargado de generar el contacto con el elemento o sujeto voluntario a testear.

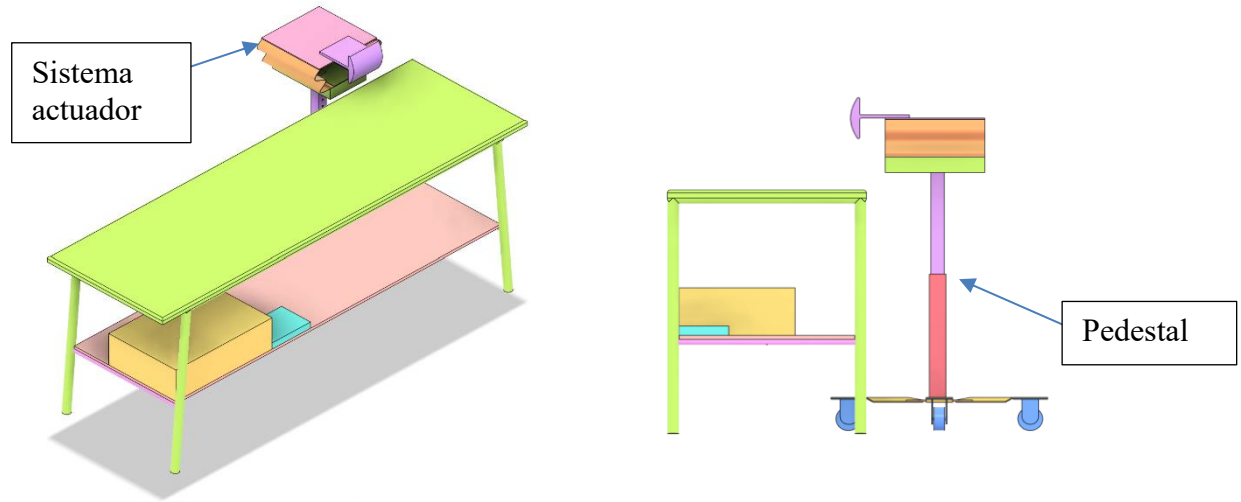


Figura 4.5: Distribución espacial del concepto 4

4.2 Diseño de configuración

En el siguiente apartado, se desarrollan los principales aspectos del diseño de configuración de la estación de pruebas elastografías. Se definen las características principales como forma, dimensiones aproximadas y disposición dentro del sistema.

Además, se realiza la identificación y selección de componentes estandarizados a partir de catálogos, así se priorizan aquellos componentes que cumplan con los requerimientos técnicos y compatibilidad con el diseño.

4.2.1 Componentes estándar

Un componente estándar, corresponde a un elemento normalizado, que debe cumplir con propiedades o características mínimas en cuanto a sus dimensiones y características físicas. Dentro de estos componentes a utilizar, se encuentran los siguientes:

Ambos conceptos:

Camilla

La camilla se utiliza tanto para el soporte del sujeto voluntario como también para el soporte del sistema de procesamiento de señales (interfaz de audio y amplificador). Estas al ser un elemento estándar en las clínicas y centros de salud, poseen dimensiones estandarizadas que van desde los 1,80[m] de largo y 0,5[m] de ancho hasta 2,03[m] de largo y 0,75[m] de ancho para el caso de camillas de consulta o reconocimiento médico.

Para el caso de este diseño, se considera una camilla con las siguientes características detalladas en la Tabla 4.1 y revisada en “BoticaMed”.

Tabla 4.1: Características camilla de reconocimiento médico BoticaMed [18].

Largo	1900 [mm]
Ancho	600 [mm]
Alto	820 [mm]
Capacidad de carga	150 [kg]
Material	Acero estructural
Peso	18 [kg]



Figura 4.6: Camilla de reconocimiento médico BoticaMed.

Interfaz de audio

La interfaz de audio es la encargada de transformar la señal digital en una señal analógica que puede ser utilizada en el actuador. El laboratorio cuenta con la interfaz Mackie Onyx Artist 1x2.

Sus especificaciones técnicas se detallan a continuación[19].

- Entradas/Salidas: 2 entradas/ 2 salidas
- Resolución máxima: 24bit/194kHz
- Alimentación: USB
- Dimensiones: 163[mm] x 114[mm] x 51[mm]
- Masa: 0,5[kg]

Amplificador de señal

El amplificador de señal se encarga de potenciar la señal proveniente de la interfaz de audio. El laboratorio cuenta con un amplificador Crown XTi 2002. Este, es un amplificador de potencia de 2 canales de la serie XTi 2, destacado por su DSP integrado completo y su robusta entrega de potencia.

Sus especificaciones técnicas se detallan a continuación [20]

- Canales: 2
- Potencia (4Ω): 800 [W] por canal
- Potencia (Puente 4Ω): 2000 [W] (Mono)
- Unidades de Rack: 2U
- Dimensiones: 89[mm] x 483[mm] x 311[mm]
- Masa: 8.4 [kg]

CONCEPTO 3

Espuma

Este elemento se utilizará para hacer las almohadas que compensen la altura del sistema actuador. Se encuentra estandarizado en densidad y dimensiones, en este caso se considera una densidad D24 de espuma que corresponde a un valor adecuado para uso ocasional. Se elige el formato de 190x150 [cm] con un espesor de 9[cm] para suplir el aumento de altura debido al espesor del concepto 3.

Actuadores planos

En el caso de los actuadores, se eligen los actuadores presentes en el laboratorio, estos corresponden a actuadores Crowson T108SS cuyas especificaciones técnicas se encuentran detalladas en la sección “4.1.2 Actuadores disponibles” del presente texto.

Estructura

En el caso de la estructura, se elige la utilización de madera debido a la facilidad de adquirir y a que el concepto no requiere soportar cargas demandantes. Se considera para la construcción madera dimensionada de 1”x10” de pino cepillado. Tanto para la placa inferior como para la placa superior del sistema actuador.

CONCEPTO 4

Estructura

Este elemento es de crucial importancia ya que cumple la función de dar soporte al actuador. Para la construcción de este componente crítico se consideran perfiles cuadrados de acero estructural de dos medidas, 40x40x2[mm] y 50x50x2[mm]. Además, para la construcción de los demás elementos de soporte como patas, placas y nervios, se considera lámina de acero de 3[mm] de espesor.

Actuador ButtKicker

En el caso de los actuadores, se eligen los actuadores presentes en el laboratorio, estos corresponden a actuadores ButtKicker concert cuyas especificaciones técnicas se encuentran detalladas en la sección “4.1.2 Actuadores disponibles” del presente texto.

Ruedas

Este componente cumple la función de desplazar el actuador por el laboratorio con el fin de realizar las diferentes pruebas requeridas. Para este caso se opta por utilizar ruedas de muebles con frenos, para evitar su desplazamiento a la hora de realizar las pruebas, tal como se muestran en la Figura 4.7.

A continuación, en la Tabla 4.2 se detallan las características de las ruedas elegidas.

Tabla 4.2: Características técnicas rueda giratoria.

Rueda giratoria con freno Rodani [21]	
Diámetro rueda	50 [mm]
Altura	73 [mm]
Capacidad de carga	55 [kg]
Dimensión pletina	60x60 [mm]



Figura 4.7: Rueda giratoria con freno Rodani

4.2.2 Componentes especializados

Concepto 3

Bases de adaptadores

Estas bases cumplen la función de confinar y restringir el movimiento en el plano de la camilla. De esta manera, el movimiento solo es en la vertical, perpendicular al plano de la camilla. Estas bases tienen una dimensión de 130x130x10 mm. Su forma general está detallada a continuación en la Figura 4.8



Figura 4.8: Base de actuadores vista general

Concepto 4

Camisa guía

Esta camisa cumple la función de centrar y guiar el tubo interior por el tubo exterior. Además, reduce el juego producto de la holgura entre ambas dimensiones de cada tubo. Se trata de una camisa de un material capaz de reducir el roce entre los tubos, de un largo de 150mm. Se muestra en la siguiente Figura 4.9.

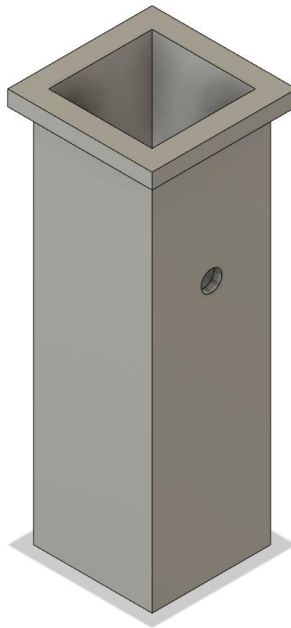


Figura 4.9: Camisa guía, vista isométrica

Palpador

La función del palpador es la de transmitir las ondas mecánicas producidas por el actuador al tejido que se quiere analizar. Este cuenta con una forma alargada que permite entrar en contacto con el tejido. Se muestra una aproximación a la forma final del palpador en la siguiente Figura 4.10.

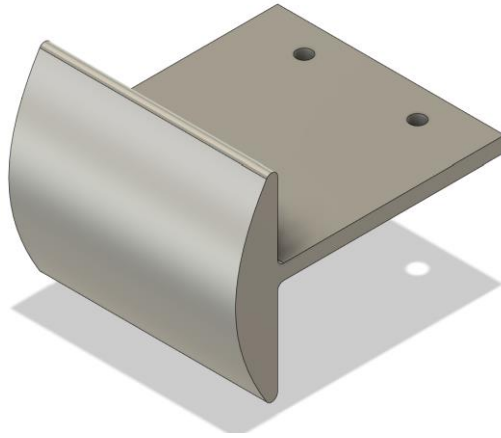


Figura 4.10: Concepto de palpador, vista isométrica.

Pasador

Este pasador debe resistir la carga de la parte superior del conjunto, debe resistir las cargas oscilantes del actuador además de la carga estática del propio peso del equipo. Se debe dimensionar de tal manera que el material y el diámetro del pasador permitan un correcto funcionamiento del sistema. Se decide realizar un pasador simple macizo por su simpleza, posteriormente se realizará el análisis detallado del pasador.

Capítulo 5 – DISEÑO DE DETALLE

En este capítulo se aborda la última etapa del proceso del diseño, en esta etapa se toman las decisiones finales en lo que al diseño se refiere. Aquí todo se junta para lograr la materialización del producto final. En el presente capítulo se determinan las geometrías, componentes, materiales y planos finales del conjunto. Finalmente, se realizarán simulaciones de los componentes críticos para asegurar su factibilidad de diseño en contexto operativo.

5.1 Definición de componentes Concepto 3

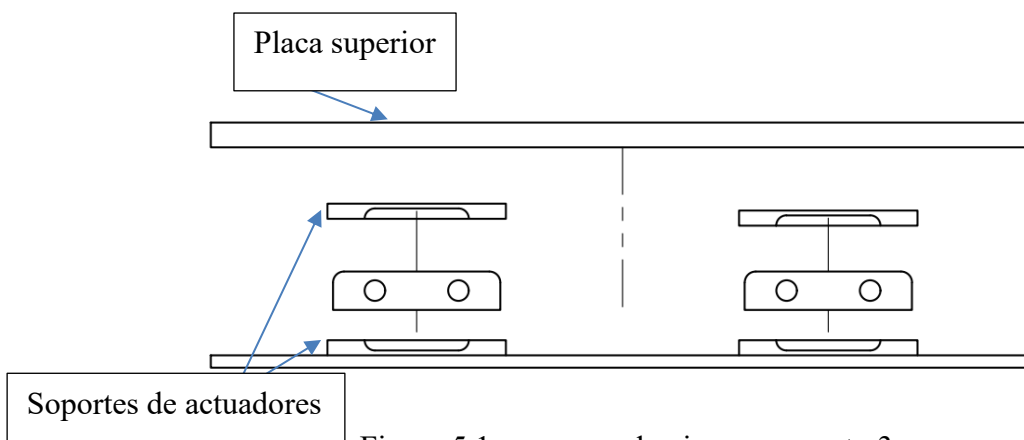


Figura 5.1: esquema de piezas concepto 3.

5.1.1 Placa superior

Para definir las propiedades de la placa superior e inferior se toman en cuenta características como el peso, espesor y disponibilidad. Para esto, se definirán las cargas que debe soportar la placa para luego definir su espesor mínimo según el material. Para esto se decidirá entre Aluminio 6061, MDF y madera de Pino.

Se considera una placa de 600 [mm] de largo por 250 [mm] de ancho de acuerdo al ancho de la camilla y a las dimensiones de los actuadores. Esto equivale a 0,15 [m²] de área

El área de una persona proyectada en la camilla se estimará como un rectángulo de 600x1750[mm] para simplificar los cálculos. Esto nos da un área aproximada de 1.05 [m²].

De esta manera, el porcentaje de masa sobre la placa se estimará como un 15% de la masa total de una persona. Dado que este diseño contempla una capacidad máxima de un paciente de 150 [kg], sobre la placa se considera una carga distribuida de 22,5 [kg] o 220,7 [N] para el caso estático.

Para el caso dinámico se considera una aceleración máxima producida por los actuadores de 10g, esta aceleración se traduce en una carga distribuida crítica en esta condición de:

$$F = m * a = 22,5 * 10 * 9,81 = 2207,25 [N]$$

Se plantea entonces el siguiente esquema para calcular el momento máximo en la placa (Figura 5.1):



Figura 5.1: Esquema de cálculo placa superior.

En este caso, el momento máximo, nuestro punto crítico de interés, se encuentra en cada apoyo. Dado que estos son equidistantes, los momentos máximos se calculan tal que [22]:

$$M_{max} = -\frac{w * a^2}{2} \quad (8)$$

Donde:

w: carga distribuida

a: posición de apoyo

$$M_{max} = -\frac{3678,75 * 0,15^2}{2} = -41,39 [Nm]$$

Teniendo el momento flector máximo en la condición más crítica se procede a calcular el espesor mínimo de la placa superior de la siguiente forma para el caso de vigas rectangulares de 250 [mm] x h [mm]:

$$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_f}{FS} \quad (9)$$

$$\sigma = \frac{M_{max} e}{I} = \frac{6M}{bh^2} \quad (10)$$

$$h = \sqrt{\frac{6M_{max}}{b \sigma_{perm}}} \quad (11)$$

Utilizando la Ecuación 11 se calculan los espesores mínimos de las placas superiores considerando un FS=2. Los resultados se detallan en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1: Espesores mínimos según material

<i>Material</i>	<i>Resistencia (Falla/Fluencia)</i>	<i>Esfuerzo Admisible (FS=2)</i>	<i>Espesor Mínimo (Carga Dinámica 10g)</i>
<i>Aluminio (6061-T6)</i>	<i>276 Mpa</i>	<i>138 Mpa</i>	<i>2.68 mm</i>
<i>Pino (Estructural)</i>	<i>40 Mpa</i>	<i>20 Mpa</i>	<i>7.04 mm</i>
<i>MDF (Estándar)</i>	<i>25 Mpa</i>	<i>12,5 Mpa</i>	<i>8.90 mm</i>

Finalmente, para realizar este diseño, se opta por la utilización de MDF de 9mm debido a su amplia distribución, bajo coste y masa adecuada para el uso que se requiere.

De esta manera, se considera una placa superior con dimensiones de 600x250x9mm de MDF para el diseño final del Concepto 3.

5.1.2 Soportes actuadores (guías)

Los soportes de los actuadores están diseñados para funcionar como guías, restringiendo el movimiento del conjunto a una única dirección (vertical).

Para asegurar esta funcionalidad, se ha seleccionado un ajuste con juego holgado H8/e8. Esta especificación proporciona una holgura suficiente para permitir el libre desplazamiento vertical del actuador dentro de la guía, a la vez que restringe el movimiento lateral no deseado en esta aplicación.

Para la fabricación de estos componentes se empleará manufactura aditiva con material PLA. Esta decisión se basa en dos factores:

1. Las cargas que debe resistir este componente no son críticas, permitiendo el uso de PLA.
2. Las ventajas que ofrece esta tecnología para el prototipado rápido y la creación de la geometría específica de las bases.

Las dimensiones finales y tolerancias de las bases se detallan en los planos del Anexo F.

5.1.3 Configuración de actuadores

Con los puntos anteriores ya definidos, se puede plantear la configuración final que tendrán los actuadores.

Se ubicarán dos actuadores equidistantes en la placa inferior. Cada actuador estará centrado en una de las mitades de esta placa. Sus respectivas bases guías estarán apernadas a la placa inferior y superior.

Los cables de los actuadores se dispondrán de tal manera que pasen por el costado de sus conectores y queden dentro del área de las placas. Esto es crucial para asegurar a la persona voluntaria a la que se le realicen las pruebas, evitando que los cables interfieran o representen un riesgo.

A continuación, en la Figura 5.2 se muestra el montaje de los dos actuadores y sus bases en la placa inferior.

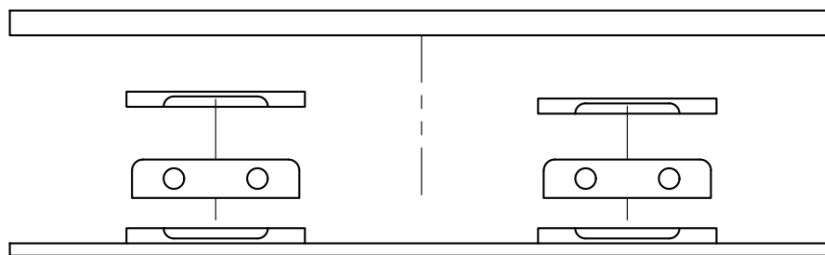


Figura 5.2: Esquema de montaje de actuadores.

Para un mayor entendimiento del diseño, se pueden consultar los planos del ensamble en el Anexo F.

5.1.4 Análisis modal placa superior y soportes guía

En esta sección, se realizará un análisis modal del conjunto superior para verificar que no exista resonancia en el rango de operación del equipo. El análisis modal se realizó sobre un conjunto de componentes críticos del diseño para determinar sus frecuencias naturales de vibración (ω_n) y los modos de vibración asociados. Esto es esencial para asegurar que la estructura final no resuene bajo las condiciones operacionales esperadas, lo cual podría llevar a fallas por fatiga o a un rendimiento subóptimo del sistema.

El análisis se llevó a cabo utilizando el método de los Elementos Finitos (MEF) en el entorno de simulación de Fusion 360.

Los componentes seleccionados para el análisis fueron:

- Placa superior:
- Bases Guía de los Actuadores: Puntos de interfaz directa entre la fuerza del actuador y la placa.

Los resultados del análisis modal se resumen en la siguiente Tabla 5.2.

Tabla 5.2: Modos de vibración placa superior y bases de actuador

Modo	Frecuencia
Modo 1	283.2 Hz
Modo 2	290.5 Hz
Modo 3	316.4 Hz
Modo 4	325.4 Hz
Modo 5	379.4 Hz
Modo 6	386.0 Hz
Modo 7	490.3 Hz
Modo 8	511.3 Hz

La Tabla 5.2 muestra que las frecuencias naturales (ω_n) calculadas para el sistema son significativamente superiores a la banda de frecuencias de operación prevista. Considerando que el rango de trabajo establecido es de 10 Hz a 100 Hz, el diseño propuesto garantiza un margen de seguridad adecuado, ya que no existe superposición entre las frecuencias críticas de la estructura y las frecuencias de excitación. Por lo tanto, se confirma que el sistema operará de manera segura.

En el Anexo C se detallan las condiciones utilizadas para la simulación.

5.1.5 Diagrama de conexión

Este sistema, al tener dos actuadores se debe conectar de la siguiente manera, tal como se muestra en la Figura 5.3.

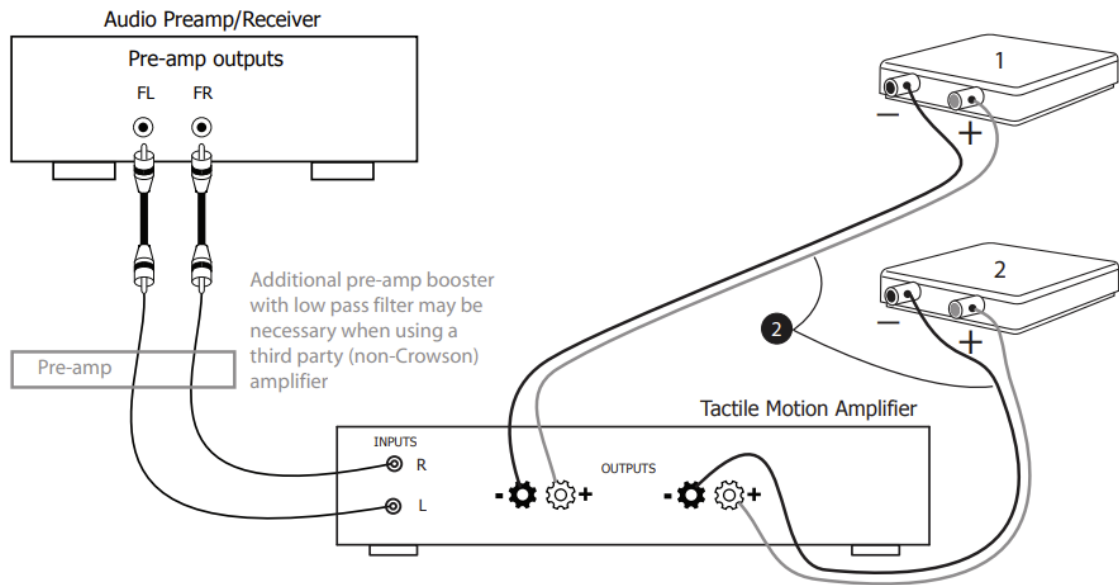


Figura 5.3: conexión de ambos actuadores del sistema [23].

5.2 Diseño final Concepto 3

Con todo lo anteriormente descrito, se plantea el diseño final de la siguiente forma. Se tienen 2 conjuntos principales, por un lado, el conjunto del sistema generador de ondas y por otro el montaje de general de la estación de pruebas incluyendo la camilla. De esta manera, en la Figura 5.4 se muestra el ensamble del sistema generador de ondas y en la Figura 5.5 se muestra el arreglo final de la estación de pruebas.

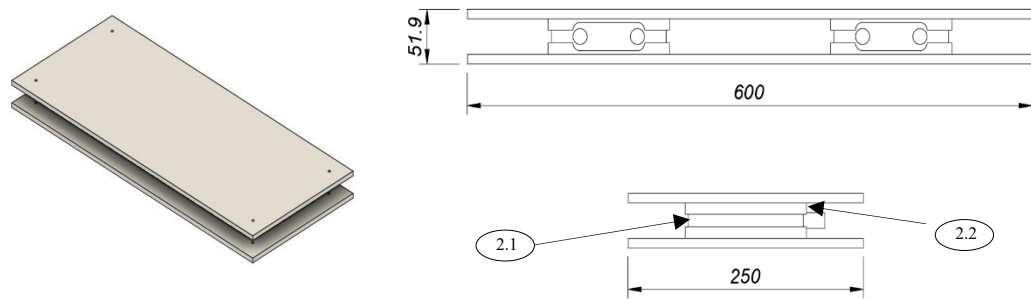


Figura 5.4: Ensamble sistema generador de ondas.

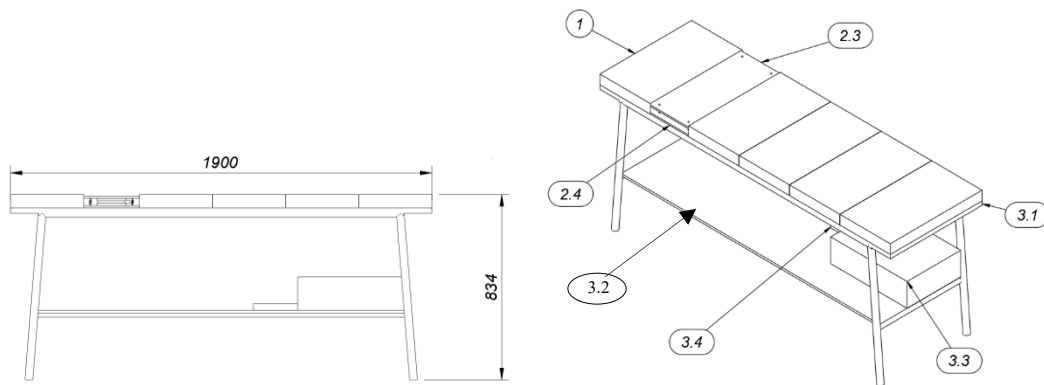


Figura 5.5: Arreglo final de estación de pruebas concepto 3.

5.2.1 Listado de materiales (BOM)

A continuación, en la tabla 5.3 se detalla el listado de partes de la estación de pruebas.

Tabla 5.3: BOM estación de pruebas Concepto 3

Bill of Materials			
Elemento	Cantidad	Descripción	Material
1	5	Colchoneta	Espuma D24
2	1	Sistema actuadore	-
2.1	2	Actuador	Acero
2.2	4	Base de actuadores	PLA
2.3	1	Placa superior	MDF
2.4	1	Placa inferior	MDF
3	1	Estacion de pruebas	-
3.1	1	Camilla	-
3.2	1	Tablero	Pino estructural
3.3	1	Amplificador	-
3.4	1	Interfaz de audio	-

5.2.2 Estimación de costos

A continuación, en la Tabla 5.4 se muestra una estimación de costos para la implementación de la estación correspondiente al Concepto 3. Para efectos de esta estimación, se excluye el equipo Verasonic.

Tabla 5.4: Estimación de costos concepto 3

Material	Cantidad	Precio unitario	Precio Total	Proveedor
Amplificador	1	\$ 760.000	\$ 760.000	Mas que sonido
Interfaz de audio	1	\$ 170.000	\$ 170.000	Bluepoint Music
Camilla	1	\$ 135.000	\$ 135.000	BoticaMed
T108SS	1	\$ 1.300.000	\$ 1.300.000	CrownsonTech
PLA 1kg	1	\$ 19.700	\$ 19.700	TodoTonner
Madera 1x10	1	\$ 7.780	\$ 7.780	Imperial
Pernos m3	1	\$ 1.800	\$ 1.800	Home Center
Espuma 150x190	1	\$ 50.490	\$ 50.490	Todo Tonner
		Total	\$ 2.444.770	

5.3 Definición de componentes Concepto 4

Antes de definir la estructura que soporta al actuador, se tienen las siguientes características del modelo actual del laboratorio.

- Masa: 12 kg
- Material: Acero estructural A36
- Actuador: ButtKicker concert

Teniendo esto en cuenta, se procede con el diseño detalle de la estructura de este concepto.

Este concepto consta de 3 conjuntos críticos detallados en la Figura 5.7. El primero es el conjunto inferior, que sirve como base de soporte para toda la estructura. Sobre este se monta el conjunto superior, el cual integra el actuador y permite la regulación de la altura. Finalmente, un pasador vincula ambas secciones y soporta tanto la carga generada por el actuador como el peso del conjunto superior.

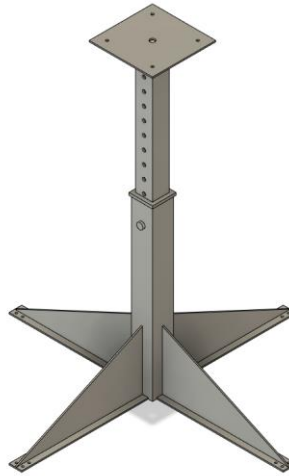


Figura 5.7 Esquema de Concepto 4 y sus conjuntos críticos.

5.3.1 Estructura superior

La estructura superior consta de una columna que posee agujeros pasantes, equidistantes en uno de sus planos, estos agujeros cumplen con dar la posibilidad de regular en altura el sistema. Además, cuenta con una placa superior soldada en el extremo de la columna para dar soporte y estabilidad a la estructura del actuador que se acoplará en dicha placa mediante 5 pernos. Este modelo se muestra a continuación en la Figura 5.8.

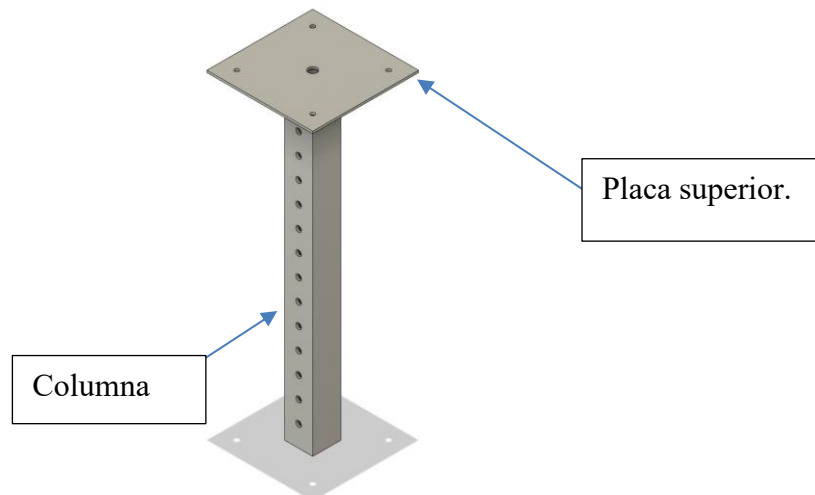


Figura 5.8: estructura superior de Concepto 4.

Para validar la integridad estructural de esta estructura se realiza un análisis mediante elementos finitos (FEA) en el entorno de Fusion 360. En esta simulación se procede a definir los soportes en la zona del antepenúltimo agujero de pasador y una carga distribuida en la placa superior de 1177 [N] que equivale a la fuerza máxima ejercida por el actuador a una aceleración negativa de 10g. Los resultados indican que la estructura se encuentra bajo un FS de 2,67. Los detalles de los resultados se muestran a continuación en la Tabla 5.5.

Tabla 5.5: Resultados simulación de carga crítica.

Material	Límite de fluencia []	Esfuerzo máximo (Von Mises)	FS
ASTM A36	250 MPa	93,5 MPa	2,67

El punto más crítico de este conjunto es la zona de unión entre la placa superior y la columna, los resultados de la simulación se muestran a continuación en la Figura 5.9.

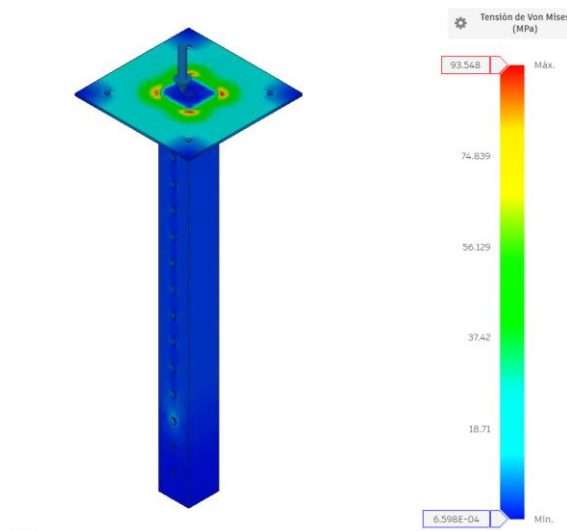


Figura 5.9: Resultados de simulación de tensión de Von Misses conjunto superior.

5.3.2 Pasador

Considerando la condición de carga crítica, se debe diseñar un pasador que soporte en condición estática y en condición dinámica. Para esto se realiza el cálculo para la condición estática de la siguiente manera.

Se considera el siguiente caso de cargas mostrado en la Figura 5.10, en este caso la condición más crítica, dada la nula distancia entre ojales es la falla por fuerza cortante, por esta razón se procede a calcular el pasador a doble cizalle en la condición de máxima sollicitud. Se considera para el diseño un pasador de 6mm de diámetro y material SAE 1020 ya que este material es de fácil mecanizado por lo que resultará más conveniente para la fabricación.

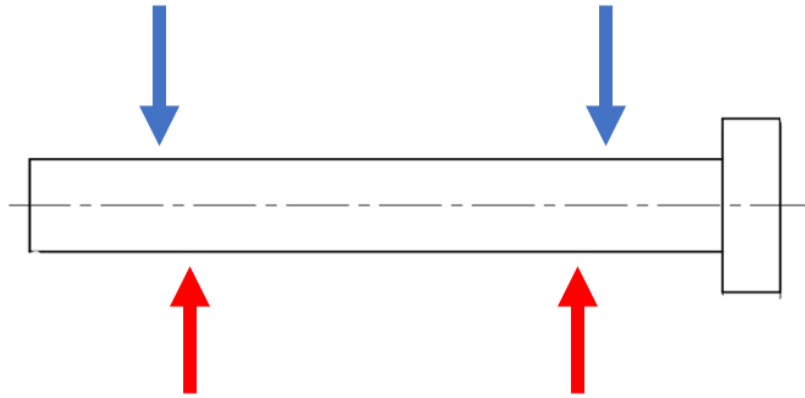


Figura 5.10: Configuración de pasador a doble cizalle Concepto 4

$$A = \frac{\pi * 36 * 10^{-5}}{4} = 2,83 * 10^{-5} [m^2]$$

La condición de carga crítica se da a los 10g de aceleración, tal que:

$$\tau = \frac{F_{peak}}{2A} = \frac{1196[N]}{2 * 2,83 * 10^{-5}} = 21,13 [MPa]$$

Además, se tiene que el esfuerzo de fluencia del acero SAE 1020 es de 267 [MPa] (Anexo D) y por Von Mises: $\tau_y \approx 0,577\sigma_y \rightarrow \tau_y = 154 [MPa]$

A continuación, en la Tabla 5.6 se tienen los resultados del análisis estático del pasador.

Tabla 5.6: Resultados análisis estático pasador.

Material	Límite de fluencia en cortante	Esfuerzo Cortante Máximo	FS
SAE 1020	267 MPa	21,13 MPa	7.23

Para el análisis dinámico se considera realiza un análisis a vida infinita, se utilizará la Formula de Marin (Ec 12) para el cálculo de fatiga utilizando los siguientes Factores de Marin mostrados en la Tabla 5.7.

Tabla 5.7: Factores utilizados para el calculo de fatiga.

Factor	Valor	Observación
k_a	0,93	Laminado en frío; $S_u = 390 [MPa]$
k_b	1,14	No rotativa; $d_e = 2,22$
k_c	1	No rotativa
k_d	1	Temperatura ambiente
k_e	0,868	95% de confiabilidad
k_f	1	No aplica

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e \quad (12)$$

$$S'_e = 0,5 S_u = 195 [MPa] \rightarrow S_e = 179,45 [MPa]$$

Ahora se plantean los esfuerzos cortantes medio, alternante, último y de fatiga para el caso dinámico. A continuación, en la Tabla 5.8 se muestra las fuerzas y esfuerzos cortantes en condición cíclica-dinámica:

Tabla 5.8: Fuerzas y esfuerzos involucrados en caso de estudio

Variable	Valor
F_m	137,3 [N]
F_a	1196 [N]
τ_m	2,42 [MPa]
τ_a	21,13 [MPa]
τ_u	195 [MPa]
τ_e	103,54 [MPa]

Finalmente utilizando el criterio de Goodman (Ec 13) se calcula el FS para este pasador, obteniendo lo siguiente:

$$\left(\frac{\tau_a}{\tau_e}\right) + \left(\frac{\tau_m}{\tau_{ut}}\right) = \frac{1}{FS} \quad (13)$$

El factor de seguridad del pasador a vida infinita es de $FS = 4,62$. De esta manera, el pasador de acero SAE 1020 y de Ø6mm queda validado y es apto para poder implementarse como parte del diseño del concepto 4.

5.3.3 Estructura inferior

Al igual que la estructura del modelo actual presente en el laboratorio, se decide optar por el acero estructural ASTM A36 para realizar la estructura inferior del sistema. Esta consta de una columna unida a 4 patas ubicadas a 90°, además, se le agregaron cartelas entre las patas y la columna para aportar rigidez al sistema. Tal como se detalla en la figura 5.11.



Figura 5.11: Estructura Inferior concepto 4.

Al igual que se hizo con la estructura superior, se procede a realizar un análisis mediante elementos finitos (FEA) en entorno de fusión, la carga considera la masa del actuador con una aceleración de gravedad máxima de 10g (1177[N]) y la masa del conjunto superior (2 [kg]=19,62 [N]). Así, la condición de carga máxima corresponde a un total de 1196 [N] sobre los agujeros del pasador en su momento más crítico. Los resultados de la simulación se detallan a continuación en la Tabla 5.9 y la simulación se muestra en la Figura 5.12.

Tabla 5.9: Resultados simulación de carga crítica

Material	Límite de fluencia []	Esfuerzo máximo (Von Mises)	FS
ASTM A36	250 MPa	74,86 MPa	3,34

De esta manera, se comprueba la integridad de este conjunto para integrarlo al diseño, los puntos más críticos son las perforaciones de las ruedas. De todas maneras, el esfuerzo máximo en esta zona es muy inferior al esfuerzo de fluencia del material. Por esta razón se considera valido el diseño. A continuación, en la Figura 6.12 se muestra el resultado de la simulación con su escala de colores respectiva.

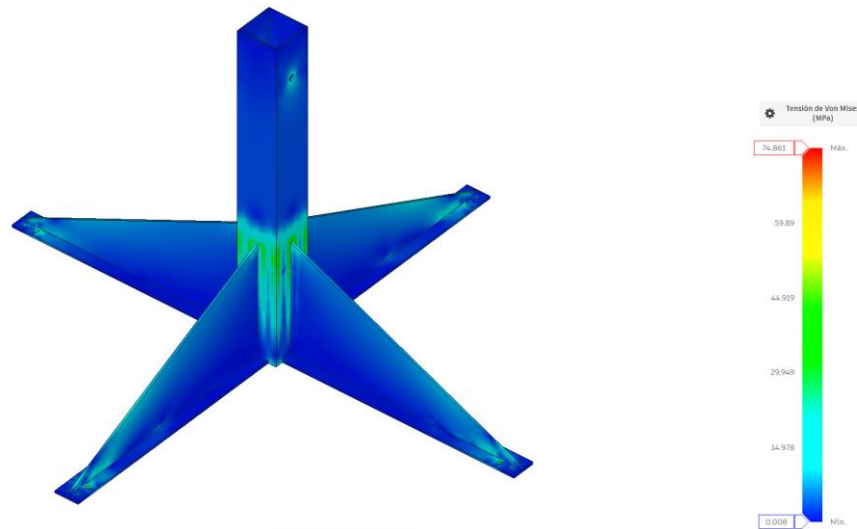


Figura 5.12: Resultado simulación de tensión de Von Mises conjunto inferior.

5.3.4 Selección de ruedas

Las ruedas son un componente estándar, por esta razón se deben seleccionar en base a las condiciones de carga del equipo. Para su selección se tiene que tomar en cuenta la masa total del sistema y la aceleración máxima esperada para este diseño. De esta manera se tiene una masa total de 6,9 [kg] y el actuador con su respectiva base tiene una masa de 12 [kg] de esta manera, la carga final sobre las ruedas es de 1854 [N] considerando la aceleración. De esta manera, cada rueda debe soportar una carga máxima de 463 [N]. Por esta razón se debe elegir una rueda que soporte por lo menos 55kg y se comprueba que la rueda elegida en el capítulo anterior cumple con los requerimientos del diseño.

5.3.5 Palpador

Para el caso del diseño del palpador, se opta por realizar la estructura en plástico PLA ya que es más fácil la construcción de los componentes gracias a la manufactura aditiva. La geometría del componente se muestra a continuación en la Figura 5.13, donde se muestra el palpador que se fija a la placa superior del conjunto actuador utilizando 2 pernos. La geometría curva del extremo del componente facilita el contacto con el tejido al que se desea inducir una vibración.

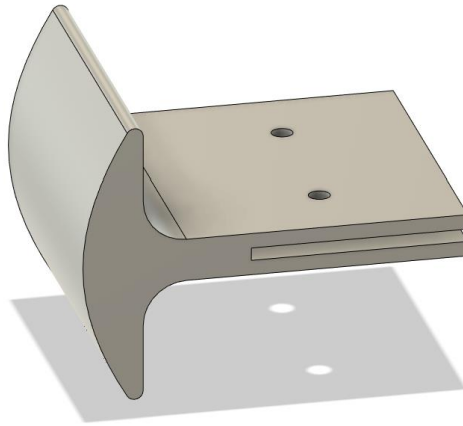


Figura 5.13: Geometría general del palpador.

Para validar la geometría del componente, se procede a realizar una simulación de carga en la que se aplica una carga de 490[N] en la curva que entra en contacto con el tejido y unos apoyos fijos en las caras internas de la zona de fijación del palpador. Los resultados de la simulación se presentan a continuación en la Tabla 5.10. se considera un relleno del 30% de material en la impresión 3D y 0,25 [mm] de altura para cada capa.

Tabla 5.10: Resultados de la simulación del palpador.

Material	Límite de fluencia [24]	Esfuerzo máximo (Von Mises)	FS
Plástico PLA	16 MPa	2.94 MPa	5,44

A continuación, en la Figura 5.14 se muestra el resultado en escalas de colores de la simulación realizada en el entorno de Fusion 360.

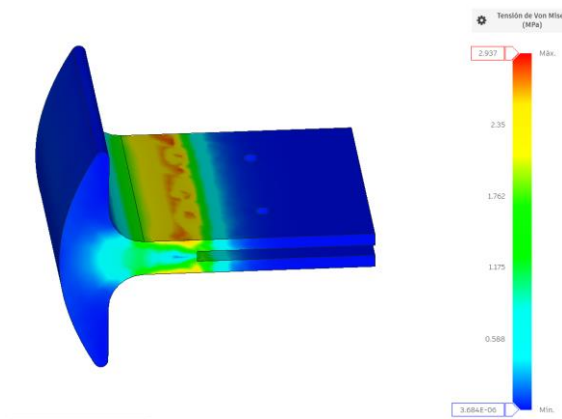


Figura 5.14: Resultados simulación de tensión de von Misses para el palpador.

5.3.6 Análisis modal conjunto

En esta sección, se presenta el análisis modal aplicado al conjunto que conforma el Concepto 4. El objetivo principal es determinar las frecuencias naturales de vibración (ω_n) y sus modos asociados. Esta verificación es esencial para confirmar que la estructura no presente resonancia dentro del rango de operación del equipo (10-100 Hz). La ausencia de resonancia garantiza un rendimiento óptimo del sistema y previene posibles fallas por fatiga estructural. El análisis se ejecutó mediante el Método de los Elementos Finitos (MEF) utilizando el entorno de simulación de Fusion 360.

A continuación, en la Tabla 5.11 se muestran los resultados de la simulación realizada.

Tabla 5.11: Modos de vibración Concepto 4.

Modo	Frecuencia
Modo 1	275,3 Hz
Modo 2	278 Hz
Modo 3	318,2 Hz
Modo 4	389,6 Hz
Modo 5	412,1 Hz
Modo 6	434,6 Hz
Modo 7	478,6 Hz
Modo 8	611,2 Hz

Se puede observar que el diseño trabaja siempre bajo la frecuencia natural, por esta razón, se encuentra en un rango libre de resonancia y es segura su operación. En el Anexo C se muestran las condiciones de la simulación.

5.3.7 Diagrama de conexión

El diagrama de conexión es el mismo mostrado en el capítulo 4. Se debe conectar el sistema generador de señales (Computador/MATLAB) a una interfaz de audio (1), luego la señal pasa por un amplificador (2) y finalmente pasa al actuador (3). Tal como se muestra en la Figura 5.15.

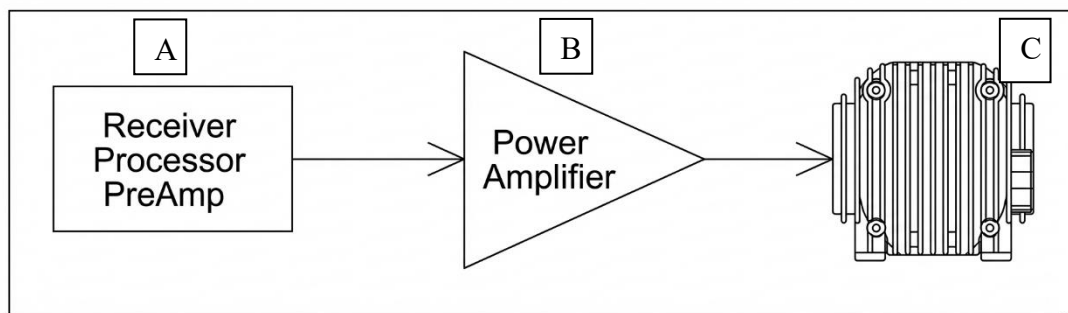


Figura 5.15: Esquema de conexión Concepto 4.

5.4 Diseño final Concepto 4

Teniendo el concepto completamente definido, se plantea la propuesta final en la siguiente Figura 5.16 en donde se aprecian los conjuntos principales del Concepto 4; Conjunto inferior (1), Conjunto Superior (3), Conjunto Actuador (4) y Pasador (6). Los planos correspondientes a los componentes del sistema se detallan en el Anexo F. El apartado de la camilla y la disposición de amplificador e interfaz de audio se mantiene respecto al Concepto 3.

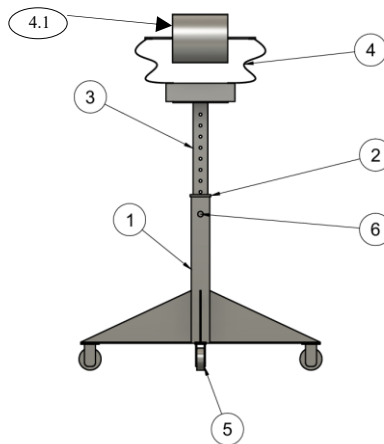


Figura 5.16: Diseño final con conjuntos principales Concepto 4

5.4.1 BOM Concepto 4

En la siguiente Tabla 5.12 se muestra el listado de componentes que conforman el Concepto 4.

Tabla 5.12: Bill of Materials Concepto 4

Nº de Pieza	Descripción	Material
1	Conjunto inferior	Acero A36
2	Camisa	PLA
3	Conjunto superior	Acero A36
4	Conjunto Actuador	-
4.1	Palpador	PLA
5	Rueda	Acero
6	Pasador	Acero SAE 1020

5.4.2 Estimación de costos Concepto 4

A continuación, en la Tabla 5.13 se detalla la estimación de costos del sistema, esto excluyendo el equipo Verasonic presente en el laboratorio.

Tabla 5.13: Estimación de costos Concepto 4

Material	Cantidad	Precio unitario	Precio Total	Proveedor
Amplificador	1	\$ 760.000	\$ 760.000	Mas que sonido
Interfaz de audio	1	\$ 170.000	\$ 170.000	Blueprint Music
Camilla	1	\$ 135.000	\$ 135.000	BoticaMed
ButtKicker	1	\$ 180.000	\$ 180.000	Reverb
Tubo 50x50x2	1	\$ 18.590	\$ 18.590	HomeCenter
Tubo 40x40x2	1	\$ 14.480	\$ 14.480	Home Center
Tubo 150x50x3	1	\$ 70.390	\$ 70.390	Home Center
PLA 1kg	1	\$ 19.700	\$ 19.700	Todo Tonner
Perno m8x16	50	\$ 320	\$ 16.000	Cimech3D
Perno m12x20	1	\$ 1.190	\$ 1.190	Home Center
Rueda	4	\$ 7.990	\$ 31.960	Rodani
		Total	\$ 1.417.310	

Capítulo 6 – CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO Y METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

El presente capítulo abordará el proceso posterior al diseño conceptual. Una vez que el concepto ha sido validado teóricamente, se procede con la fase de materialización.

En el Capítulo 7 se presentará la construcción y fabricación de ambos conceptos desarrollados, detallando los métodos y procedimientos empleados para la producción de los prototipos.

Posteriormente, se incluirá la validación de estos prototipos materializados. Esta fase experimental permitirá evaluar su funcionalidad, rendimiento e integridad respecto a las especificaciones originales.

6.1 Construcción Concepto 3

A continuación, se detalla el proceso de construcción del prototipo correspondiente al Concepto 3. Se describirán los componentes que integran el conjunto, especificando sus características y función. Posteriormente, se explicará la secuencia de ensamblaje para lograr un sistema funcional y operativo. El objetivo de este proceso es obtener un prototipo apto para las pruebas de validación, garantizando que cumpla con todos los requerimientos de diseño y operacionales.

6.1.1 Componentes y configuración

Este concepto, como se menciona en el capítulo anterior, consta de una placa inferior en la que se fija las bases de los actuadores. De igual manera, la placa superior cuenta con las bases de actuadores para restringir el movimiento lateral relativo entre ambas placas.

A continuación, en la Figura 6.1, se muestran las bases de los actuadores impresas en PLA y además se muestra su montaje en las placas de madera. En la Figura 6.2.



Figura 6.1: Base de actuador.

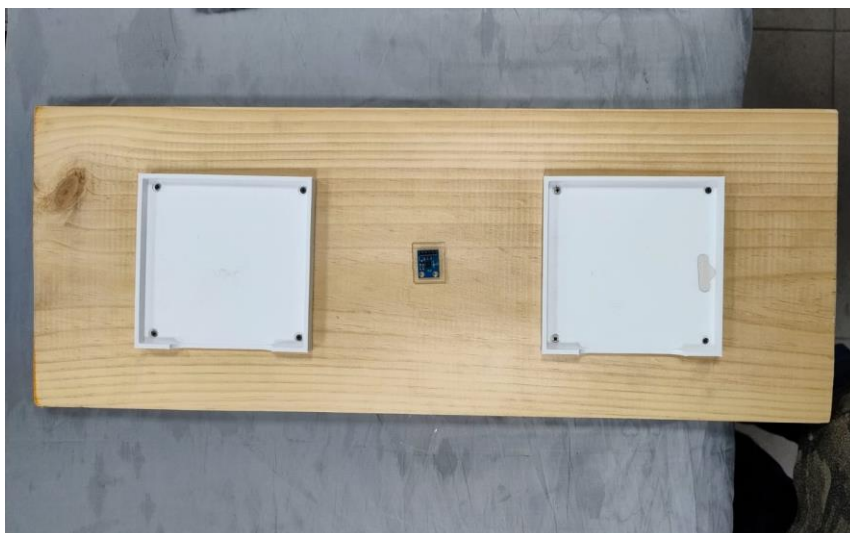


Figura 6.2: Bases de actuador instaladas en la placa superior.

Una vez montadas las bases, se pueden ubicar los actuadores en su posición tal como se muestra a continuación en la Figura 6.3 donde se pueden apreciar los actuadores montados y conectados.



Figura 6.3: Actuadores posicionados y conectados en placa inferior.

6.1.2 Proceso de construcción

Para la construcción de este concepto se imprimieron las bases de los actuadores mostradas anteriormente

Luego, se dimensionaron dos tablas de dimensiones 250x600x9mm para ser utilizadas como placa inferior y placa superior.

Posteriormente, se unieron las bases a las placas mediante tornillos de 6mm de largo y pegamento en el centro de las bases de actuadores.

Finalmente, el concepto 3 queda tal como se muestra en la Figura 6.4.

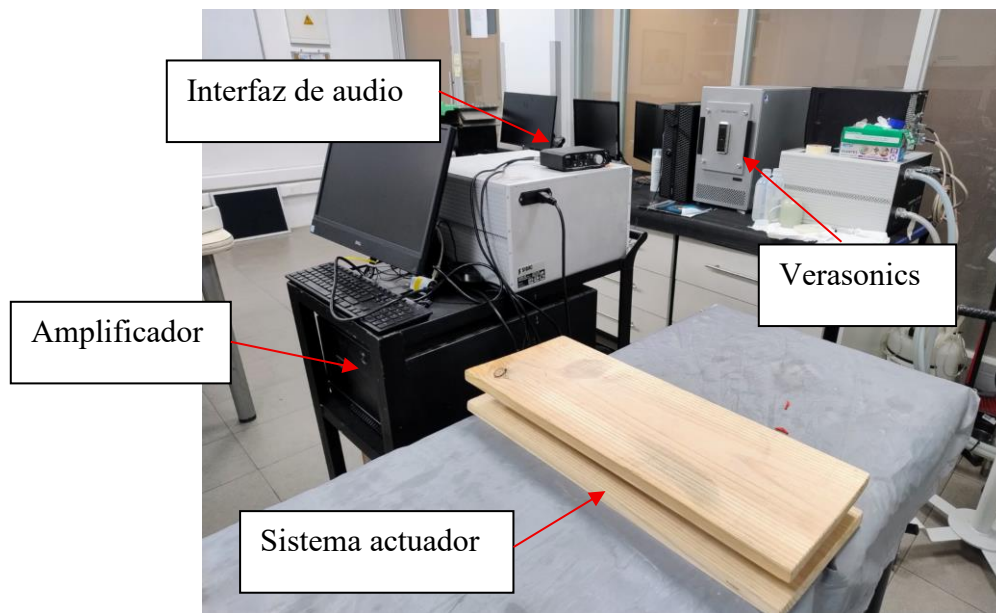


Figura 6.4: Sistema Concepto 3 montado y conectado

6.2 Construcción concepto 4

A continuación, se describirá el proceso de construcción del concepto 4. Se detallarán los componentes principales, cómo se fabricaron y finalmente el proceso de montaje de este prototipo.

6.2.1 Componentes y configuración

En este concepto, cuenta con 3 conjuntos principales, el conjunto actuador, que se encuentra presente en el laboratorio y no se modifica en esta oportunidad debido a que tal como se encuentra, cumple con su objetivo y puede ser desmontado del prototipo con mayor libertad. Luego se tiene el conjunto superior que es aquel que se une al conjunto actuador y permite la regulación en altura. Finalmente se tiene el conjunto inferior que es aquel que soporta los dos conjuntos mencionados y permite el desplazamiento del sistema mediante ruedas.

En la figura 6.5 se muestra el Concepto y sus respectivos conjuntos.

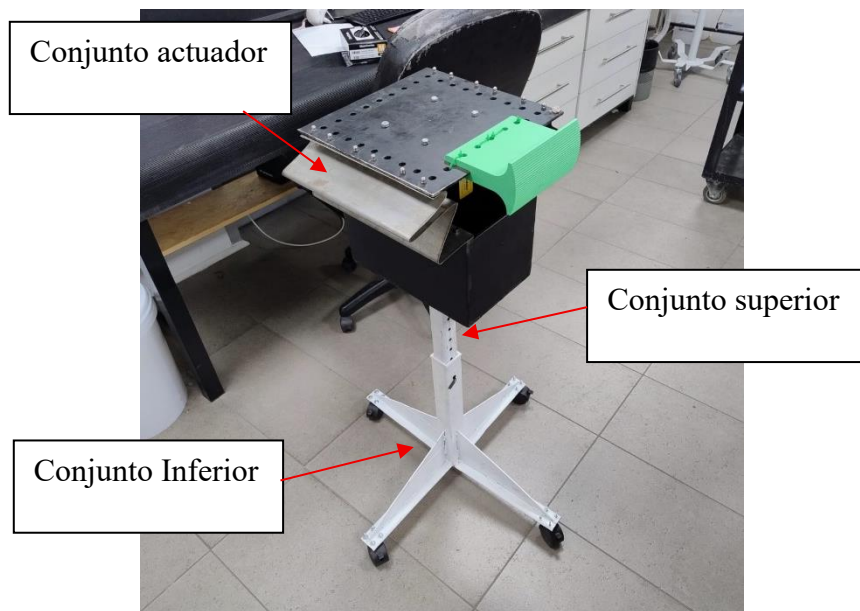


Figura 6.5: Conjuntos del Sistema Concepto 4.

6.2.2 Proceso de construcción

Para la construcción de este prototipo, se utilizaron perfiles de acero A36 cortados con las dimensiones detalladas en el Anexo F donde se encuentran los planos de construcción del prototipo.

Una vez con las piezas cortadas con las dimensiones correspondientes, se proceden a unir mediante soldadura (E-6011 3/32") tal como se muestra en la Figura 6.6.



Figura 6.6: Proceso de soldado de conjunto inferior.

Finalmente, una vez contruidos los conjuntos superior e inferior, se procede a instalar las ruedas y el conjunto actuador en la parte superior, de esta manera, el Concepto 4 queda tal como se muestra a continuación en la Figura 6.7



Figura 6.7: Sistema Concepto 4.

6.3 Metodología de validación

En la siguiente sección, se procede a detallar la metodología empleada para realizar la validación experimental de ambos conceptos. Para esto se detalla el plan a seguir para realizar las pruebas, la validación de los instrumentos utilizados para medir y la validación de las frecuencias obtenidas en cada equipo.

6.3.1 Plan de pruebas

Con el fin de validar los conceptos diseñados, y en consonancia con el objetivo de mantener un presupuesto reducido, se optó por utilizar acelerómetros de bajo costo y fácil adquisición, como el Arduino GY-61 (ADXL335).

Para garantizar la fiabilidad de los datos recopilados, se estableció un proceso de validación de estos sensores económicos. Dicha validación se ejecutó utilizando como referencia un instrumento de alta precisión ya existente: el acelerómetro SKF CMSS2200 disponible en el laboratorio de tecnología mecánica de la universidad.

Una vez confirmada la precisión de los sensores de bajo costo para la toma de datos, se procedió a la validación del sistema completo dentro del rango de trabajo requerido para la aplicación. El rango de operación de interés es 10 a 100 Hz.

La validación se llevó a cabo mediante pruebas a intervalos de 10 Hz, cubriendo la totalidad del rango, es decir, desde 10 Hz hasta 100 Hz.

6.3.2 Validación de instrumentos

Para la validación del acelerómetro se realiza un barrido de frecuencias de 10 a 50Hz con intervalos de 10Hz con el fin de ver los errores que presenta cada uno de los acelerómetros. Obteniendo un error relativo entre el acelerómetro GY-61 y el acelerómetro SKF menor al 3% (Dada la naturaleza del Arduino) se da por justificado el uso de este acelerómetro de menor presupuesto.

6.3.3 Validación de frecuencias

Una vez teniendo validado el sensor, se realiza la toma de muestras en ambos conceptos, obteniendo un error menor al 3% se da por admisible el comportamiento del concepto. El acelerómetro SKF se monta en la placa del conjunto actuador aprovechando que es de acero (El acelerómetro se adhiere de forma magnética).

6.3.4 Arreglo experimental

Concepto 3

Para realizar las pruebas, se monta el actuador en la camilla y se conectan todos los dispositivos. En la Figura 6.8 donde se detalla la posición del acelerómetro que tomará los datos con los que se desprenden las frecuencias y el montaje experimental.

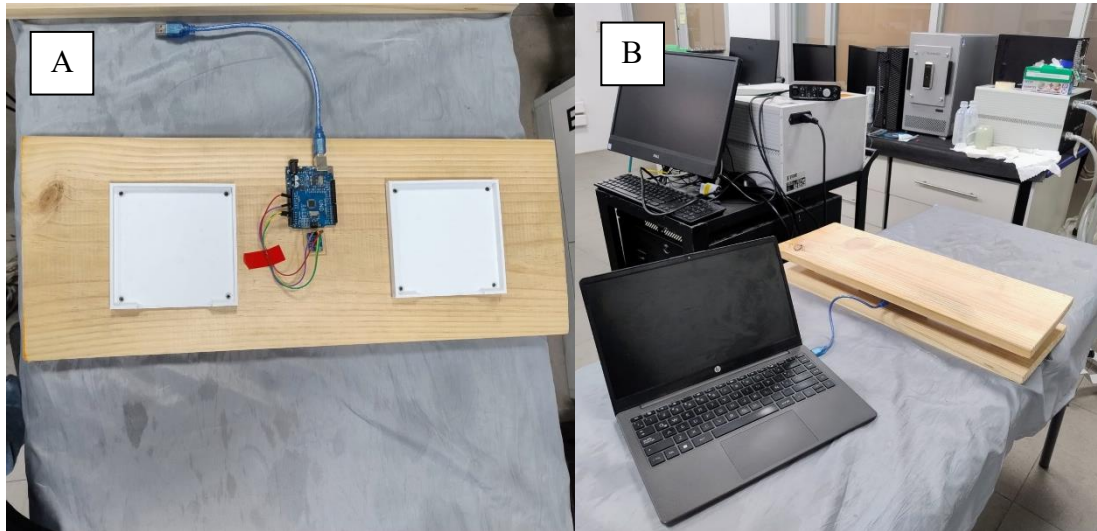


Figura 6.8: posicionamiento acelerómetro en placa superior (A); Montaje experimental para validación de frecuencias Concepto 3 (B).

Concepto 4

Para realizar las pruebas en el concepto 4, se monta el actuador y el acelerómetro tal como se muestra en la Figura 6.9



Figura 6.9: Montaje experimental para validación de frecuencias Concepto 4

6.3.5 Obtención de imágenes

Se realiza la validación del concepto mediante la obtención de imágenes por ultrasonido donde se puedan apreciar desplazamientos producidos por las ondas mecánicas que cada concepto induce en el tejido.

Para la toma de imágenes en fantasmas y muestras In-Vivo se realizan los siguientes montajes. En la Figura 6.10 se muestra el montaje realizado para la toma de muestras en fantasmas utilizando el Concepto 3.



Figura 6.10: Arreglo experimental para la obtención de imagen por US Concepto 3.

A continuación, en la Figura 6.11 se muestra el arreglo experimental utilizado para la obtención de imágenes por ultrasonido utilizando el Concepto 4. Se realizan las pruebas en el mesón del laboratorio debido a que resulta más fácil, sin embargo, al tener ruedas se pueden realizar las tomas de muestras en cualquier lado del laboratorio, con la única limitante del cable de interfaz de audio.

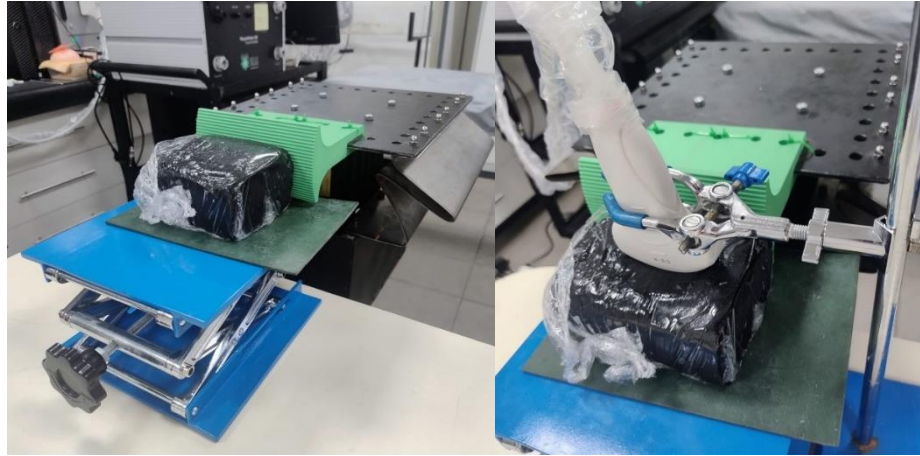


Figura 6.11: Arreglo experimental para la obtención de imágenes utilizando el Concepto 4.

Finalmente, se realizan las tomas de muestras a personas voluntarias en el laboratorio, recostadas sobre la camilla. Con los datos de imagen y desplazamiento, se realizará un análisis del desplazamiento del tejido, validando así los conceptos de diseño. En la Figura 6.12 se muestra al voluntario sobre la camilla a la hora de tomar las muestras con el Concepto 3. De igual manera, se tomaron datos en la misma camilla utilizando el Concepto 4 gracias a su flexibilidad de desplazamiento y ajuste vertical.



Figura 6.12: Toma de muestra In-Vivo utilizando Concepto 3 (Se adjunta conocimiento informado en Anexo E)

Capítulo 7 - RESULTADOS OBTENIDOS

7.1 Resultados de validación de acelerómetros

A continuación, en la Tabla 7.1, se muestran los resultados obtenidos con el acelerómetro SKF – CMSS2200 y el acelerómetro GY-61 y su respectivo error relativo porcentual.

Tabla 7.1: Error relativo porcentual SKF vs GY-61.

Error comparativo acelerómetros			
Frecuencia	SKF	GY-61	Error
10	10,0358	10,0127	-0,230%
20	20,0053	19,9672	-0,190%
30	29,9867	29,9444	-0,141%
40	39,9087	40,103	0,487%
50	50,0401	50,0712	0,062%
100	99,9243	99,9727	0,048%

Como se puede observar, el error relativo más grande es de 0,487%, valor muy inferior al límite de 3% seleccionado para declarar como admisible la utilización del sensor. Por esta razón se decide continuar con este sensor para realizar las pruebas de cada concepto.

7.2 Frecuencias obtenidas Concepto 3

Realizando el montaje detallado en la sección 7.3.4 se procede con la toma de datos de frecuencia entre 10Hz y 100Hz. Los resultados se detallan en la siguiente Tabla 7.2.

Tabla 7.2: Resultados de frecuencias obtenidas Concepto 3.

Mesa		
Frecuencia	Medición	Error
10	10,1317	-1,32%
20	20,1269	-0,63%
30	30,2641	-0,88%
40	40,4601	-1,15%
50	50,6456	-1,29%
60	60,6978	-1,16%
70	70,7619	-1,09%
80	81,003	-1,25%
90	91,06	-1,18%
100	101,446	-1,45%

Además, en la siguiente Figura 7.1 se muestran los espectros de frecuencia obtenidos en 3 frecuencias de excitación distintas; 10Hz, 50Hz y 100Hz con el fin de ver el comportamiento de las frecuencias en el rango de trabajo del equipo.

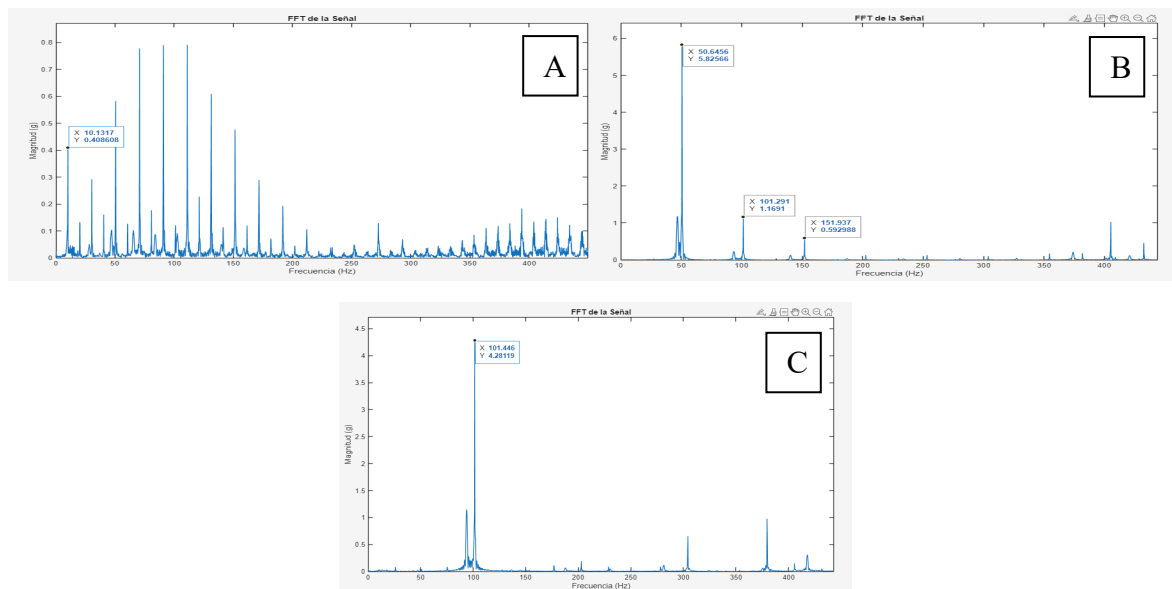


Figura 7.1: Espectros de frecuencias 10Hz (A), 50Hz (B), 100Hz (C)

7.3 Frecuencias obtenidas Concepto 4

Una vez se realiza el montaje mostrado en la sección 6.3.4, se procede con la toma de datos de frecuencia entre 10Hz y 100Hz. Sin embargo, la recopilación de datos para el Concepto 4 se realizó con éxito solo en el rango de 10 Hz a 50 Hz, incluyendo también la medición a 100 Hz.

A pesar de la omisión en el rango intermedio, los datos recopilados (10 Hz, 20 Hz, 30 Hz, 40 Hz, 50 Hz, y 100 Hz) son suficientes para caracterizar la tendencia general del Concepto 4 y permitir una comparación significativa con el comportamiento observado en el Concepto 3 en los rangos superpuestos y en el punto final de 100 Hz. En la Tabla 7.3 se muestran los resultados obtenidos para las frecuencias mencionadas.

Tabla 7.3: resultados de frecuencias obtenidas con Concepto 4

Mesa		
Frecuencia	Medición	Error
10	9,9555	0,44%
20	19,9593	0,20%
30	29,8793	0,40%
40	39,9186	0,20%
50	49,7778	0,44%
100	99,98	0,02%

De igual manera que con el concepto 3, se muestran a continuación en la Figura 7.2 los espectros de frecuencia obtenidos a 10Hz, 50Hz y 100Hz para ver el comportamiento del sistema y posteriormente realizar comparaciones con la otra alternativa de diseño.

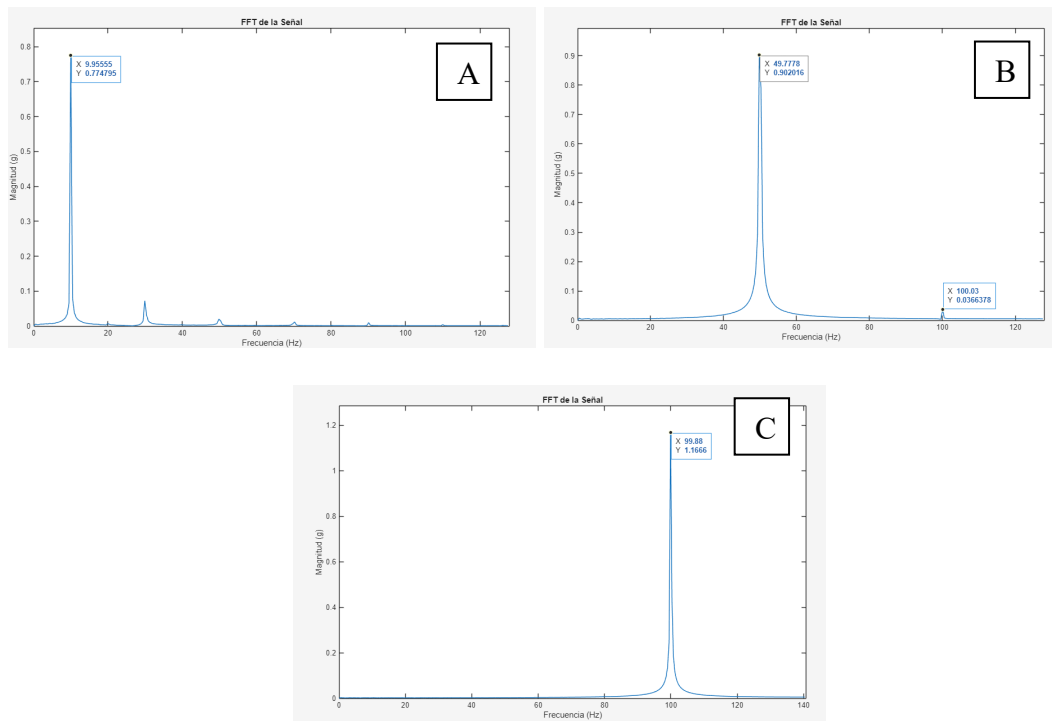


Figura 7.2: Espectros de frecuencias 10Hz (A), 50Hz (B), 100Hz (C)

7.4 Imágenes obtenidas Concepto 3

Luego de realizar el montaje para tomar datos de imagen, se procede a la adquisición de datos que posteriormente se muestran en Modo B. En la siguiente Figura 7.3 se muestra el desplazamiento del tejido a 40Hz y en la Figura 7.15 se muestra el desplazamiento visto a 50Hz. Este tejido simulado (Fantoma) cuenta con dos inclusiones que pueden verse cómo se desplazan en los 2 cuadros mostrados en la figura.

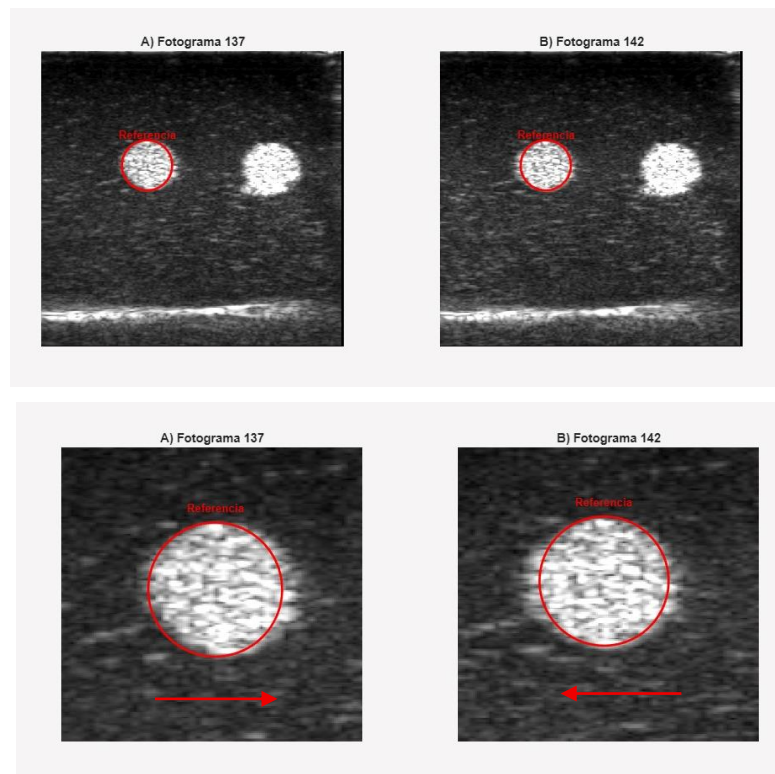


Figura 7.3: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 3, 40Hz

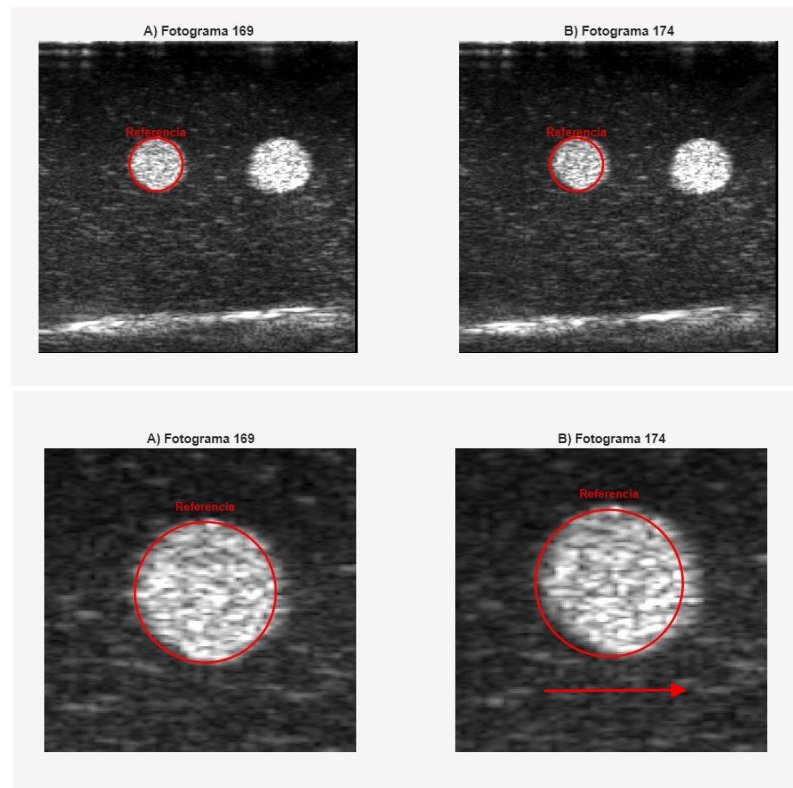


Figura 7.4: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 3, 50Hz

Como se puede apreciar, el fantoma presenta desplazamientos que son provocados por los actuadores a la frecuencia indicada, con un error aproximado de 1,45%

7.5 Imágenes obtenidas Concepto 4

Una vez configurado el sistema para la toma de imágenes correspondiente al Concepto 4, se llevó a cabo el proceso de adquisición de datos. Estos datos se visualizan posteriormente en la modalidad de Modo B.

El resultado de estas mediciones, que ilustran el movimiento del tejido, se presenta a continuación en la Figura 7.5. correspondiente a una muestra a 40Hz y en la Figura 7.6 una muestra a 50Hz. Este tejido simulado o Fantoma incorpora dos elementos internos (inclusiones). Los dos recuadros de la figura demuestran el desplazamiento de estas inclusiones.

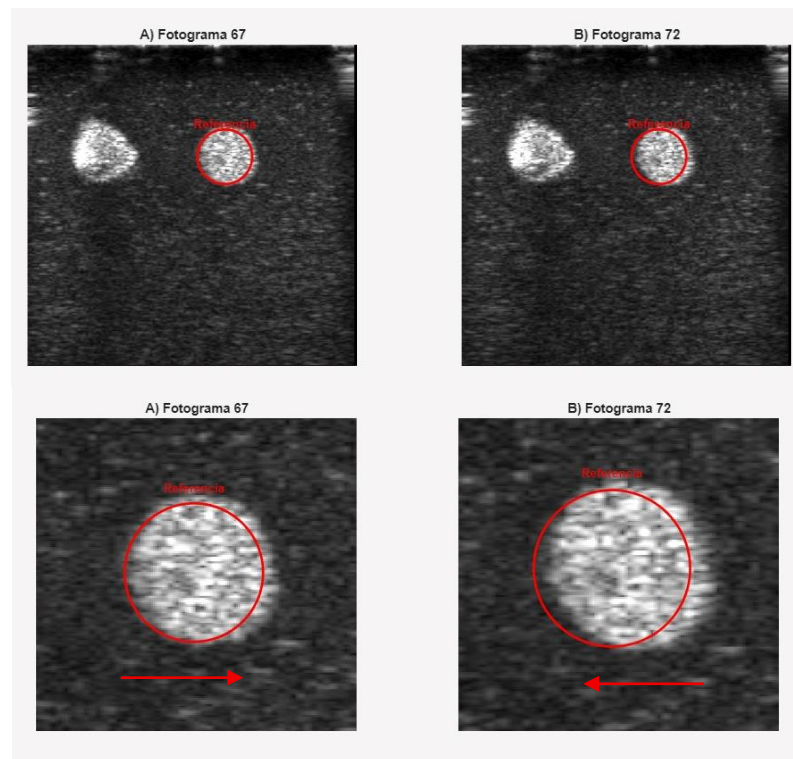


Figura 7.5: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 4, 40Hz

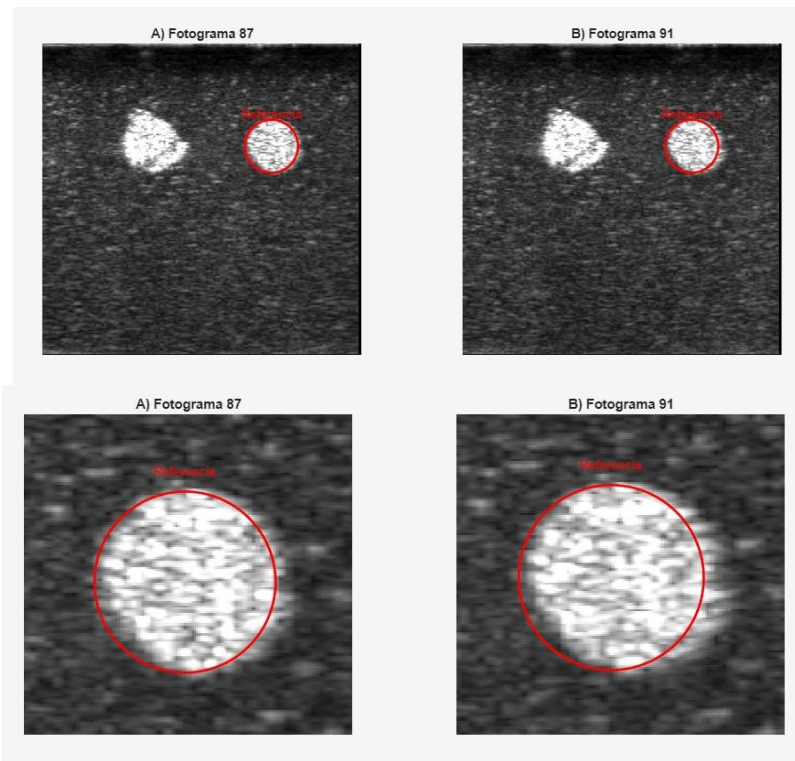


Figura 7.6: Desplazamiento del tejido visto en Modo B concepto 4

Se puede apreciar que el fantoma experimenta movimientos inducidos por los actuadores, operando a la frecuencia preestablecida. La precisión de este desplazamiento es notable, registrándose un error aproximado en la frecuencia inducida del 0,44%

7.6 Datos In-Vivo obtenidos

Concepto 3

En el concepto 3 se lograron tomar datos donde se aprecian el desplazamiento del tejido. A continuación, en la Figura 7.7 se muestra la imagen obtenida y el gráfico de desplazamiento de un conjunto de píxeles en una región de interés (ROI), la prueba fue realizada a 50Hz.

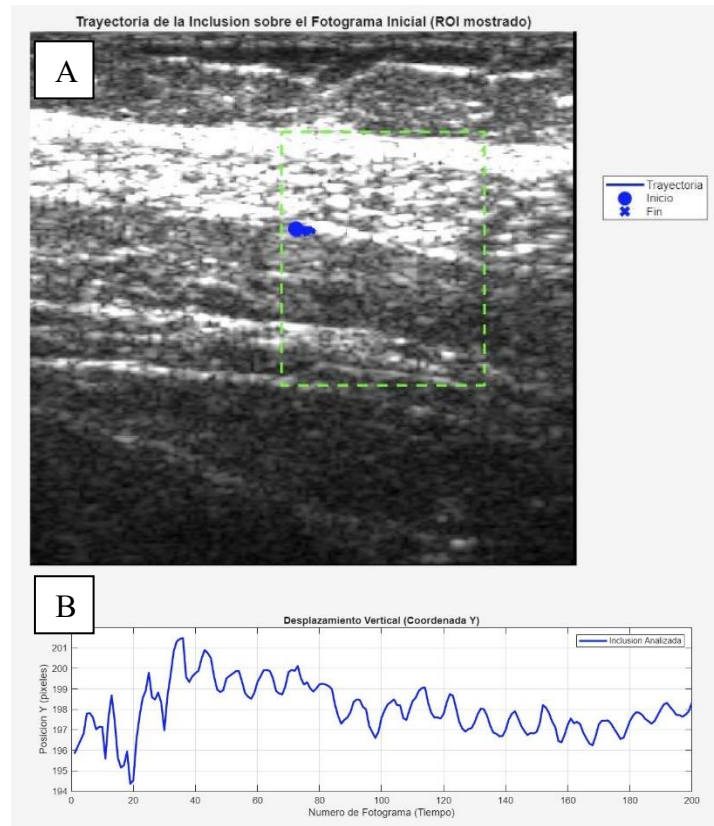


Figura 7.7: Imagen modo B con zona de interés (A) y desplazamiento del grupo de píxeles (B). Concepto 3.

Concepto 4

Para el concepto 4 se utilizó la misma lógica de prueba. A continuación, en la Figura 7.8 se muestra la imagen en Modo B y el desplazamiento de los píxeles centrales de los cuadros. La prueba se realizó a 50Hz.

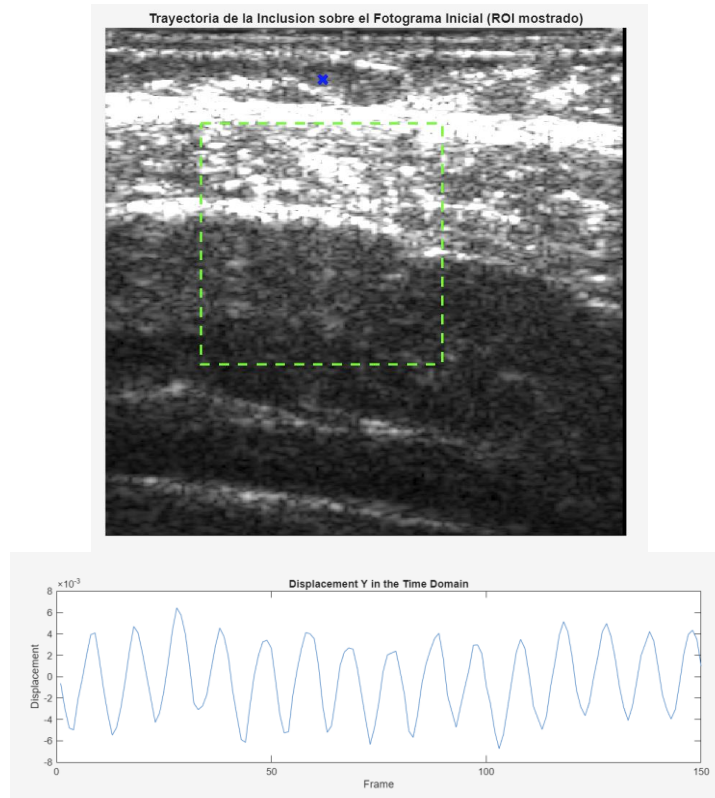


Figura 7.8: Imagen modo B con zona de interés (A) y desplazamiento del grupo de píxeles (B). Concepto 4.

Capítulo 8 – ANALISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El presente capítulo tiene como objetivo fundamental analizar e interpretar de manera crítica los resultados experimentales obtenidos durante el proceso de validación de los prototipos Concepto 3 y Concepto 4, cuyos datos cuantitativos y cualitativos fueron presentados en detalle en el Capítulo 8. El propósito de este análisis es doble: primero, confirmar la viabilidad técnica de ambos diseños de sistemas actuadores y, segundo, establecer una comparación de rendimiento entre las dos alternativas para determinar cuál ofrece la solución más eficiente y precisa para la aplicación de ultrasonido. Para lograrlo, la estructura del análisis se abordará a través de cuatro ejes temáticos principales: 1) Validación de la instrumentación; 2) Exactitud en la generación de frecuencias; 3) Análisis de los espectros de frecuencia; y 4) Evidencia funcional y operativa.

8.1 Análisis de la metodología e instrumentación

La etapa inicial del estudio experimental se centró en la validación metrológica del acelerómetro de bajo costo GY-61 (ADXL335), instrumento clave para la adquisición de datos de vibración en los prototipos¹. Dicha validación se realizó comparando el rendimiento del GY-61 contra un estándar de alta precisión, el acelerómetro SKF-CMSS2200, disponible en el laboratorio de tecnología mecánica.

El criterio de admisibilidad para la instrumentación se había fijado en un error relativo máximo inferior al 3%. El barrido de frecuencias, que cubrió el rango de 10Hz a 50Hz con intervalos de 10Hz, y una prueba adicional a 100Hz, arrojaron un error relativo máximo de solo 0,487% a 40Hz.

Dado que este valor máximo se encuentra significativamente por debajo del 3% establecido, se justifica plenamente la decisión de utilizar el acelerómetro GY-61 en las pruebas subsecuentes de los prototipos. Este resultado confirma la fiabilidad de la instrumentación de presupuesto más ajustado en el rango de trabajo de interés, asegurando que las variaciones en la amplitud medidas sean atribuibles a la dinámica de los prototipos y no a la incertidumbre del sensor.

8.2 Análisis comparativo de la precisión de frecuencias

Esta sección compara la capacidad del Concepto 3 y el Concepto 4 para generar con precisión las frecuencias de excitación deseadas, siendo el rango de operación de interés de 10 Hz a 100 Hz.

- Precisión del Concepto 3: El Concepto 3 demostró un comportamiento altamente preciso en todo el rango de trabajo de 10 Hz a 100 Hz. El error relativo máximo registrado fue de -1,45% a 100 Hz, y el mínimo fue de -0,63% a 20 Hz. El sistema es admisible ya que el error máximo está significativamente por debajo del límite de admisibilidad del 3%.
- Precisión del Concepto 4: El Concepto 4 se midió en los puntos de 10, 20, 30, 40, 50 y 100 Hz. Este concepto demostró una precisión superior a la del Concepto 3, con un error relativo máximo de solo 0,44% (a 10 Hz y 50 Hz), y el mínimo de 0,02% a 100 Hz. El Concepto 4 es admisible y exhibe una mejor exactitud en la generación de frecuencias.

8.3 Análisis e interpretación de los espectros de frecuencias

La transformación rápida de Fourier (FFT) de la señal, representada en los espectros de frecuencias (Figuras 7.12 y 7.13), proporciona una medida de la pureza de la excitación generada, siendo un factor crítico para la calidad de la elastografía por ultrasonido. En los espectros obtenidos, se buscan peaks claros en las frecuencias seleccionadas en el generador de señales, con baja desviación del valor seleccionado.

8.3.1 Espectros del Concepto 3

En la Figura 7.12, los espectros obtenidos a 50 Hz y 100 Hz confirman que el Concepto 3 genera el pico principal de energía en la frecuencia de excitación deseada. Sin embargo, en la muestra obtenida a 10 Hz, el espectro muestra un comportamiento con múltiples armónicos presentes, este comportamiento es típico de cuando existe soldadura mecánica. Revisando las tablas de Charlotte para análisis de vibración, se puede observar que coincide con comportamiento de soldadura mecánica, pero sin holgura excesiva. Punto importante ya que indica que la placa superior no se despegó de los actuadores al momento de vibrar. En la Figura 8.1 se puede observar el espectro obtenido y el espectro típico de las tablas de Charlotte.

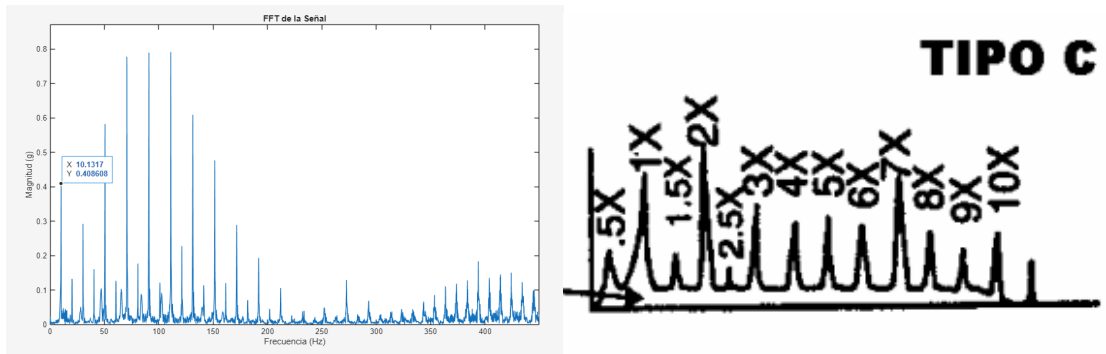


Figura 8.1; FFT obtenida a 10Hz (izq) Espectro típico soltura mecánica (der)[25]
 El resto de los espectros muestran una tendencia a marcar 1X, 2X y 3X. Con la frecuencia de excitación dominante, tal como se muestra en la Figura 8.2, según las Tablas de Charlotte, esto corresponde a un comportamiento típico no-lineal. Posiblemente una soltura mecánica tipo B, correspondiente a una soltura de algún componente, sin llegar a haber juego excesivo.

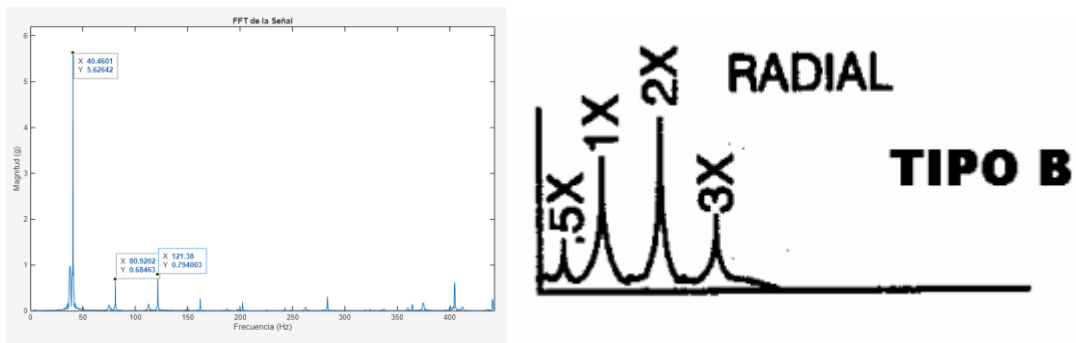


Figura 8.2; FFT obtenida a 40Hz (izq) Espectro típico soltura mecánica (der)[25]

8.3.2 Espectros del Concepto 4

Los espectros de frecuencia obtenidos para el Concepto 4 (Figura 7.13) exhiben un pico principal nítido y altamente concentrado en la frecuencia de excitación. Al comparar estos resultados con los del Concepto 3, se observa una mayor pureza de la señal en el Concepto 4, manifestada por la presencia de armónicos de menor amplitud y una concentración de energía más efectiva en la frecuencia fundamental. Esta superior pureza de la señal sugiere una mejor respuesta dinámica y una mayor rigidez estructural del Concepto 4 (cuyo ensamblaje incluye perfiles de acero en sus conjuntos superior e inferior). Dicha rigidez se traduce en una menor dispersión de energía y una excitación más fiel y controlada, lo cual es totalmente consistente con la precisión superior en la medición de frecuencias del Concepto 4 (error máximo de 0.44% frente al 1.45% del Concepto 3).

8.4 Análisis de funcionalidad por imágenes de ultrasonido

El análisis final comprueba la capacidad de ambos prototipos para inducir un desplazamiento observable en el fantoma.

Concepto 3: Las imágenes en Modo B a 40 Hz y 50 Hz (Figuras 7.14 y 7.15) muestran un desplazamiento evidente de las inclusiones internas, confirmando la funcionalidad del sistema para realizar elastografías.

En cuanto a los datos In-Vivo, Las placas poseen baja amplitud de desplazamiento a la hora de excitarse, esto resulta en tener que aumentar la amplitud/potencia de la señal, de esta manera asegurar una vibración lo suficientemente fuerte como para excitar el tejido. Sin embargo, se puede apreciar un claro desplazamiento en los tejidos al realizar las pruebas en la camilla, quedaría por probar si el desplazamiento es suficiente para realizar una elastografía.

Concepto 4: Las imágenes a 40 Hz y 50 Hz (Figuras 7.16 y 7.17) al igual que con el concepto 3, también confirman el movimiento efectivo de las inclusiones en el fantoma por lo que es posible calcular desplazamientos y realizar elastografías.

En cuanto a la toma de datos In-Vivo, este concepto resulta algo difícil de realizar un correcto acoplamiento entre el actuador y el tejido del voluntario. De todas maneras, se pueden obtener desplazamientos en los tejidos como se mostró en el capítulo anterior.

8.5 Discusión general y conclusiones del análisis

El análisis de resultados valida la operatividad y admisibilidad de ambos prototipos en función de los criterios establecidos (error de frecuencia 3% y funcionalidad demostrada en fantomas).

Viabilidad del Concepto 3: El Concepto 3 es viable y cumple con los requisitos técnicos de admisibilidad, pero su mayor error de frecuencia y la presencia de armónicos lo sitúan en una posición de menor rendimiento en comparación con el Concepto 4. De todas maneras, cumple un rol importante al poder ser ubicado en la camilla de una forma más amigable con el voluntario a la hora de tomar datos In-Vivo.

Sin embargo, hay que ajustar la ergonomía de la estación, precisamente la fijación de las almohadas para hacerlo más cómodo. Al consultar con usuarios se destaca que es incómodo subirse a la camilla con las almohadas sin fijar.

Finalmente, este concepto no se debe dejar de lado, sino que implementar como un complemento.

Superioridad del Concepto 4: El Concepto 4 emerge como la solución técnica y operativamente superior. Presenta una mayor exactitud en la generación de frecuencias (error máximo de 0,44% en los puntos clave) y una mayor pureza de la señal (menor presencia de armónicos en los espectros), lo que garantiza una excitación más controlada. Además, su diseño estructural y el uso de ruedas le otorgan la ventaja crucial de la portabilidad para su uso en entornos clínicos o de laboratorio.

Capítulo 9 – CONCLUSIONES

9.1 Conclusiones Generales

El desarrollo de la presente memoria de título ha permitido dar cumplimiento satisfactorio al objetivo general de diseñar, implementar y validar una estación de pruebas para mejorar las mediciones en ultrasonido basadas en vibraciones mecánicas. A través de un proceso metodológico riguroso, se logró materializar un sistema capaz de inducir ondas mecánicas controladas en el rango de 10 Hz a 100 Hz, facilitando la caracterización mecánica tanto en entornos de laboratorio como en escenarios de aplicación clínica.

El análisis de los resultados permite concluir que los dos prototipos desarrollados no son excluyentes, sino complementarios. Mientras que el Concepto 4 se establece como la referencia técnica por su alta precisión y pureza espectral, el Concepto 3 demuestra su valor estratégico por su ergonomía y adaptabilidad a camillas clínicas. En conjunto, ambos conceptos dotan al Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC) de la USM de una capacidad versátil para abordar futuras investigaciones en elastografía.

9.2 Cumplimiento de objetivos específicos

A continuación, se detalla el cumplimiento de los objetivos específicos planteados:

1. Analizar requisitos técnicos y operativos: se completó exitosamente el levantamiento de requerimientos, identificando las necesidades críticas para la experimentación en el LUC. Se validó el uso de instrumentación de bajo costo (sensor GY-61), demostrando que es posible obtener mediciones fiables ($\text{error} < 0.5\%$) sin incurrir en gastos elevados, cumpliendo con las restricciones presupuestarias y técnicas del proyecto.

2. Desarrollar y evaluar conceptos de solución: mediante herramientas de diseño conceptual, se generaron y filtraron diversas alternativas. La evaluación sistemática derivó en la selección de dos rutas de diseño: una enfocada en la robustez y movilidad estructural (Concepto 4) y otra enfocada en la adaptabilidad a mobiliario clínico (Concepto 3).

3. Implementar el prototipo en el LUC USM: la fase de implementación culminó con la fabricación de ambos conceptos. Estos fueron instalados en el laboratorio y se realizaron pruebas que indican su potencial viabilidad para la toma de datos.

4. Validar el funcionamiento del sistema mediante pruebas preliminares: las pruebas en fantasmas validaron la capacidad de ambos sistemas para inducir desplazamientos observables mediante ultrasonido.

- Validación Técnica: El Concepto 4 demostró ser técnicamente superior, con un error de frecuencia mínimo (0,44%) y una señal limpia con baja distorsión armónica, ideal para calibración y estudios de alta precisión en fantasmas.
- Validación Funcional y Ergonómica: El Concepto 3, aunque presentó un error de frecuencia mayor (1,45%) y presencia de armónicos, se mantuvo holgadamente dentro del rango de admisibilidad ($< 3\%$). Su diseño demostró ser fundamental para la interacción con voluntarios, ya que su configuración permite ser ubicado en una camilla de forma amigable y segura, una característica de la que carece el Concepto 4.

En el contexto de la validación ergonómica, si bien ambos conceptos demostraron la capacidad de inducir desplazamientos efectivos en tejidos in vivo, también se identifican varias oportunidades de mejora en su diseño. Estas mejoras están enfocadas en aumentar la comodidad del voluntario y la usabilidad de los sistemas, aspectos fundamentales para facilitar la toma de datos y estandarizar futuros protocolos de investigación.

9.3 Elección del mejor concepto

Con base en la validación experimental, se concluye que la solución óptima para el LUC no es un único dispositivo, sino el uso estratégico de ambos según la naturaleza del ensayo:

- Se establece el Concepto 4 como la Estación Estándar de Laboratorio, recomendada para pruebas en fantasmas, caracterización de materiales y validación de sensores, donde la prioridad es la exactitud de la frecuencia y la pureza de la onda.
- Se establece el Concepto 3 como el Módulo de Aplicación Clínica (In-Vivo). A pesar de su menor rendimiento espectral comparativo, cumple con los requisitos técnicos de admisibilidad y ofrece la ergonomía necesaria para realizar mediciones en pacientes o voluntarios sobre una camilla médica. Por lo tanto, este concepto se implementa como un complemento indispensable para la traslación de la tecnología hacia pruebas con humanos.

9.4 Trabajos Futuros

Para dar continuidad a esta investigación y maximizar el potencial de la estación de pruebas, se sugieren las siguientes líneas de trabajo:

Continuar con las pruebas In-Vivo con el Concepto 3: Se recomienda realizar un protocolo de pruebas con voluntarios sanos utilizando el Concepto 3, aprovechando su diseño apto para camillas, para evaluar la propagación de ondas en tejido real, con el fin de extraer ideas de mejoras en los procedimientos de toma de muestras y en el propio sistema

Mejora del Aislamiento en el Concepto 3: Dado que se identificaron armónicos y vibraciones parásitas, se sugiere iterar el diseño del Concepto 3 incorporando materiales amortiguadores entre las placas de madera y los actuadores para limpiar el espectro de frecuencias sin sacrificar su ergonomía.

Reducir la masa en el conjunto actuador del Concepto 4: uno de los aspectos a mejorar en este concepto es la masa del conjunto actuador, este conjunto tiene una masa de 12kg que supone una dificultad alta a la hora de ajustar la altura, se sugiere ajustar la masa o el sistema de regulación de altura para que se pueda utilizar con una mayor facilidad a la hora de realizar pruebas.

Mejorar el acoplamiento del actuador del Concepto 4: otro aspecto a mejorar es el acoplamiento del actuador con el tejido de los voluntarios, se recomienda evaluar otro tipo de ruedas que permitan una mayor solidez al conjunto completo.

Finalmente destacar que el proceso de diseño en ingeniería es un proceso iterativo y cíclico, por lo que esta primera fase de validación experimental posee un valor importante ya que recopila información valiosa que constituye la base fundamental para la extracción de ideas de mejora que guiarán futuras iteraciones de los diseños propuestos en este trabajo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Xu, K. Xue, and K. Zhang, “Current status and future trends of clinical diagnoses via image-based deep learning,” 2019, *Ivyspring International Publisher*. doi: 10.7150/thno.38065.
- [2] J. L. Gennisson, T. Deffieux, M. Fink, and M. Tanter, “Ultrasound elastography: Principles and techniques,” 2013, *Elsevier Masson SAS*. doi: 10.1016/j.diii.2013.01.022.
- [3] K. R. Nightingale, M. L. Palmeri, R. W. Nightingale, and G. E. Trahey, “On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 110, no. 1, pp. 625–634, Jul. 2001, doi: 10.1121/1.1378344.
- [4] M. L. Palmeri and K. R. Nightingale, “Acoustic radiation force-based elasticity imaging methods,” 2011, *Royal Society*. doi: 10.1098/rsfs.2011.0023.
- [5] “Evolve Student Resources for Kremkau: Sonography, 9th edition, include the following: • Videos • Physics Review MORE THAN A TEXTBOOK!” [Online]. Available: <http://evolve.elsevier.com/Kremkau/sonography/YOU'VEJUSTPURCHASED>
- [6] “Evolve Student Resources for Kremkau: Sonography, 9th edition, include the following: • Videos • Physics Review MORE THAN A TEXTBOOK!” [Online]. Available: <http://evolve.elsevier.com/Kremkau/sonography/YOU'VEJUSTPURCHASED>
- [7] W. Bussenius Cortada, “Representación gráfica de ondas transversales y longitudinales.”
- [8] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr, and J. M. Boone, *THIRD EDITION The Essential Physics of Medical Imaging*. 2012.

- [9] J. L. Gennisson, T. Deffieux, M. Fink, and M. Tanter, “Ultrasound elastography: Principles and techniques,” 2013, *Elsevier Masson SAS*. doi: 10.1016/j.diii.2013.01.022.
- [10] A. P. Sarvazyan *et al.*, “Biophysical Bases of Elasticity Imaging,” 1995, pp. 223–240. doi: 10.1007/978-1-4615-1943-0_23.
- [11] A. Alizad *et al.*, “Breast vibro-acoustography: initial results show promise,” *Breast Cancer Research*, vol. 14, no. 5, Sep. 2012, doi: 10.1186/bcr3323.
- [12] L. Castéra *et al.*, “Prospective comparison of transient elastography, Fibrotest, APRI, and liver biopsy for the assessment of fibrosis in chronic hepatitis C,” *Gastroenterology*, vol. 128, no. 2, pp. 343–350, 2005, doi: 10.1053/j.gastro.2004.11.018.
- [13] “garra1997”.
- [14] L. Sandrin, M. Tanter, S. Catheline, and M. Fink, “Shear Modulus Imaging with 2-D Transient Elastography,” 2002.
- [15] G. E. Dieter and L.C.Schmidt, “Engineering Desing (5th Edition),” 2013. [Online]. Available: www.mhhe.com/dieter
- [16] ButtKicker, “ButtKicker Concert User’s Guide,” 2022, Accessed: Aug. 17, 2025. [Online]. Available: https://cdn.shopify.com/s/files/1/0549/6265/1384/files/BK-CT_Manual_Web.pdf?v=1675794595
- [17] Toskano Hurtado and Bruno Gérard, “Metodología AHP para determinación de la ponderación global de los componentes ambientales en el Sistema Ambiental Regional.”
- [18] BoticaMed, “BoticaMed,” <https://boticamed.cl/producto/camilla-de-examen/?v=08087b3ae2d2>.

- [19] Onyx Artist, “2 Onyx Artist 1•2 and Onyx Producer 2•2 USB Interfaces Onyx Artist 1•2 and Onyx Producer 2•2 USB Interfaces Important Safety Instructions,” 2025.
- [20] Crown, “XTi2_DataSheet,” 2025.
- [21] Rodani, “Rodani,” <https://www.rodani.cl/index.php/ruedas-muebles/ruedas-goma-gris>.
- [22] American Wood Council, “AWC-DA6-BeamFormulas,” 2005. [Online]. Available: www.afandpa.org.
- [23] Crowson Technology, “T 108S Installation Manual T108SCI,” 2020. [Online]. Available: www.crowsontech.com
- [24] 3DWorks, “Estudio:Efectos del porcentaje de relleno, espesor de la capa y patrón de relleno en la impresión 3D,” <https://www.3dworks.cl/post/estudio-efectos-del-porcentaje-de-relleno-espesor-de-la-capay-patr%C3%B3n-de-relleno-en-la-impresi%C3%B3n-3d#:~:text=El%20L%C3%ADmite%20el%C3%A1stico%20crece%20desde,cede%20a%20un%20mayor%20estr%C3%A9s>.
- [25] Ademinsac, “CARTA ILUSTRADA DE DIAGNOSTICO DE VIBRACIÓN.”
- [26] Aceros Otero, “Acero-carbono-Astm-a36,” 2025.
- [27] Aceros Otero, “Acero-carbono-sae1020,” 2025.

ANEXOS

Anexo A: Antecedentes del laboratorio

3.1.1 Dispositivo actual del laboratorio

En la actualidad, como se menciona con anterioridad, se realizan pruebas de elastografías de manera limitada, utilizando un actuador montado en una base metálica que permite su desplazamiento vertical.

Las ondas mecánicas son transmitidas al fantoma a través de un “palpador” que entra en contacto con el modelo o fantoma. Este arreglo actual mostrado en la Imagen XX tiene varias limitaciones que no permiten una toma de datos cómoda o repetible para los alumnos que realizan sus investigaciones en el laboratorio. La principal limitante es la falta de regulación de altura en el palpador, esta limitante provoca que se dificulte realizar pruebas en los fantomas (su principal propósito) de tamaños reducidos.

Se puede observar en la Figura A.1 el actuador, en esta configuración destacan los siguientes componentes:

- Actuador ButtKicker Concert
- Placas de resorte
- Placa superior
- Base

3.1.2 Actuadores disponibles

Además del actuador descrito con anterioridad, en el laboratorio se cuenta con otros actuadores. Así, los actuadores disponibles en el laboratorio están descritos a continuación con sus datos técnicos.

ButtKicker Concert:

Este actuador de baja frecuencia utiliza un pistón de 1,48 [kg] (3,25 [lb]) con suspensión magnética. Destaca por su casi nulo requerimiento de mantenimiento, en su rango de trabajo de entre 5 y 200 [Hz]. Está diseñado para el movimiento de estructuras y no aire como un parlante convencional [16].

Este actuador requiere de una señal amplificada, es decir, necesita un amplificador que potencia el audio generado por algún sistema de sonido. De esta manera, el esquema típico de conexión para este actuador es el siguiente mostrado en la Figura 3.3.

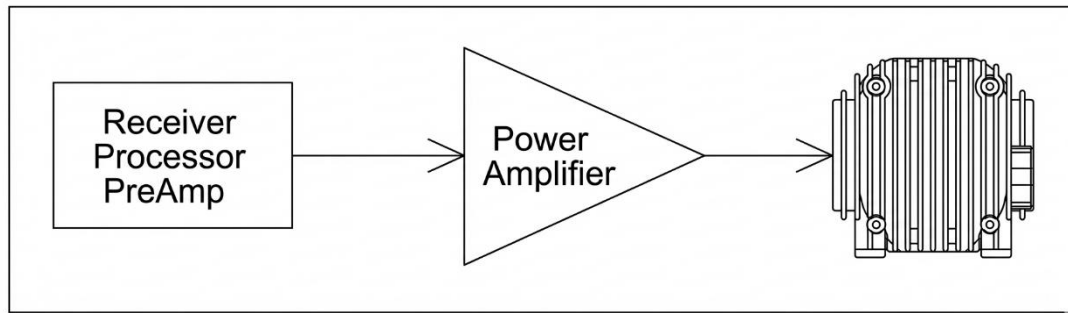


Figura A.1: Esquema de conexión ButtKicker Concert [20]

El ButtKicker posee una única dirección de movimiento mostrada en la Figura A.2, sin embargo, este puede ser montado tanto vertical como horizontalmente, siendo la primera opción la que presenta un rendimiento óptimo ya que al montarse de manera horizontal los componentes internos del equipo se someterán a mayor roce que puede ocasionar distorsiones en su señal o movimiento emitido.

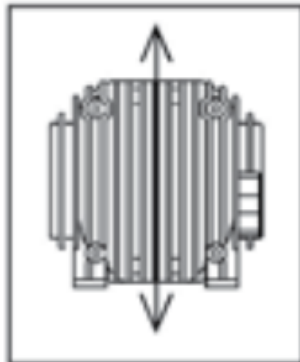


Figura A.2: Dirección de la fuerza producida por el ButtKicker [20]

Especificaciones técnicas del actuador

- Dimensiones: 5,375" x 5,5" (Figura A.3)
- Rango de frecuencias: 5 – 200 [Hz]
- Masa: 11 [lb] / 5 [kg]
- Impedancia nominal: 2 [Ω]
- Potencia mínima: 400 [W]
- Potencia máxima: 1500 [W]
- Límite térmico: 70 [°C]

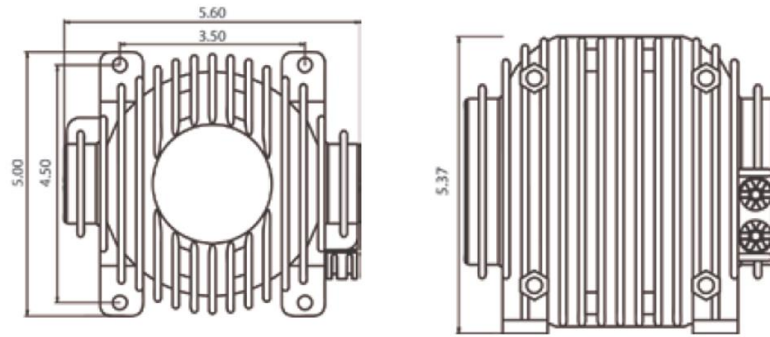


Figura A.3: Dimensiones generales del actuador en pulgadas; vista superior (izquierda) y vista lateral (derecha)

Shadow-8 Dual Motion Actuator (T108SS):

Este actuador, también trabaja a bajas frecuencias, está impulsado por la tecnología patentada llamada LDDTM (Linear-Direct-Drive) que transforma señales de audio en movimientos precisos con frecuencias que se encuentran entre 1 y 600 [Hz] [23]

Este actuador también requiere una señal amplificada para poder funcionar, siendo esta de por lo menos 50 [W]. De esta manera, la conexión típica en este tipo de actuadores queda de la siguiente manera mostrada en la Figura A.4.

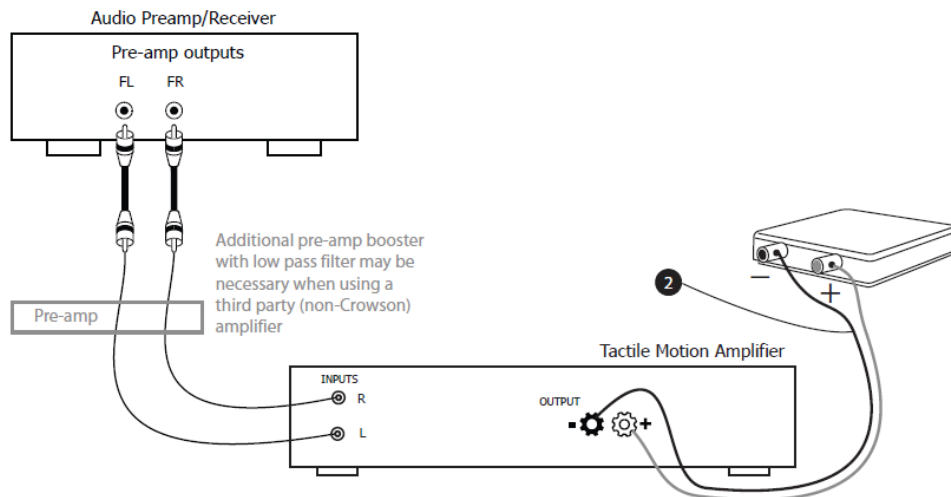


Figura A.4: Esquema de conexión actuador Shadow-8 Dual Motion Actuator (T108SS) [21]

Al igual que los parlantes de suenan mejor en salas acondicionadas acústicamente, estos actuadores poseen un mejor rendimiento bajo ciertas condiciones recomendadas por el fabricante, estas son principalmente tener una buena base tanto inferior como superior.[23]

Especificaciones técnicas del actuador

- Dimensiones: 5,7" largo x 4,8" ancho x 1.1" altura
- Rango de frecuencias: 1 – 600 [Hz]
- Masa: 3,5 [lb] / 1,6 [kg]
- Impedancia nominal: 8 [Ω]
- Potencia mínima: 50 [W]
- Potencia máxima: 500 [W]
- Límite térmico: 70 [°C]

Este actuador está compuesto principalmente de 4 componentes, estos se muestran en la Figura A.5 como Pines de conexión (1), placa inferior (2), Carcasa (3), Almohadilla de tracción (4).

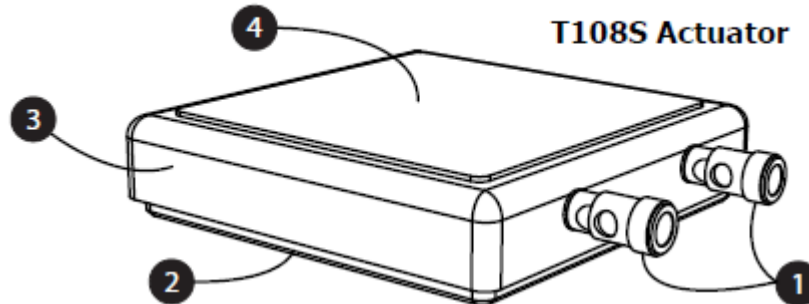


Figura A.5: Partes principales del Actuador T108S.

Actuador de motor excéntrico:

Se trata de un actuador, cuyo funcionamiento es producido por un motor excéntrico en su interior. Al girar un rotor con masa excéntrica, produce una vibración con la misma frecuencia de giro del motor. A diferencia de los actuadores anteriormente descritos, este actuador, dadas sus características de funcionamiento, sólo puede reproducir una frecuencia a la vez, correspondiente a la frecuencia de giro del motor. Su rango de funcionamiento se encuentra entre 600 [rpm] y 6000 [rpm]. (10-100 [Hz]).

Todos estos actuadores cumplen la misma función, generar oscilaciones mecánicas que se traducen en vibración. Se deben tomar en cuenta los diferentes actuadores que cuenta el laboratorio de ultrasonido cuantitativo para proponer el diseño de la estación de pruebas elastográficas. En resumen, la disponibilidad de distintos actuadores en el laboratorio de ultrasonido cuantitativo constituye una ventaja, ya que permite evaluar y comparar sus prestaciones en función de las necesidades específicas de la estación de pruebas elastográficas. Considerar sus características técnicas y capacidades es fundamental para seleccionar la opción más adecuada y garantizar que el diseño final cumpla con los requerimientos del cliente.

Anexo B: Pesos ponderados

Se determinan los pesos ponderados para los objetivos por categoría utilizando la escala de importancia relativa de Saaty [17] y se muestra a continuación en la Tabla A-1.

Tabla B-1: Escala de importancia relativa según Saaty

Valor escala	Explicación
1	<i>Igual importancia: las dos alternativas pesan lo mismo.</i>
3	<i>Importancia moderada una sobre la otra.</i>
5	<i>Importancia esencial o fuerte sobre la otra.</i>
7	<i>Importancia muy fuerte.</i>
9	<i>Importancia extrema.</i>
2, 4, 6, 8	<i>Valores intermedios entre cada valor.</i>
1/n	<i>Recíproco de los valores para la comparación.</i>

Teniendo en cuenta esta escala, se procede con el cálculo de los pesos ponderados para cada categoría, estos se detallan a continuación.

Tabla B-2: Pesos ponderados de cada categoría

Categorías							
Categoría	1	2	3	4	Total fila	Peso	
1	1	2	3	4	10,00	0,35	Estructura
2	0,5	1	5	4	10,50	0,37	Desplazamiento
3	0,3	0,2	1	5	6,53	0,23	Desempeño
4	0,3	0,3	0,2	1	1,70	0,06	Costo

Tabla B-3: Pesos Ponderados Estructura

Estructura							
Categoría	1	2	3	4	Total fila	Peso	
1	1,0	3,0	4,0	5,0	13,00	0,50	Fácil fabricación
2	0,3	1,0	3,0	2,0	6,33	0,24	Prueba en sujetos sanos
3	0,3	0,3	1,0	3,0	4,58	0,18	Espacio reducido
4	0,2	0,5	0,3	1	2,03	0,08	Estructura integrada
				Total	25,95	1,00	

Tabla B-4: Pesos Ponderados Desplazamiento

Categoría	1	2	3	Total fila	Peso	
1	1,0	2,0	2,0	5,00	0,48	Flexibilidad pruebas
2	0,5	1,0	0,5	2,00	0,19	Ajustable en altura
3	0,5	2,0	1,0	3,50	0,33	Ajustable lateralmente
			Total	10,50	1,00	

Tabla B-5: Pesos Ponderados Desempeño

Desempeño								
Categoría	1	2	3	4	5	Total fila	Peso	
1	1,0	2,0	0,5	0,5	6,0	10,00	0,24	Aislación de frecuencias
2	0,5	1,0	0,5	2,0	3,0	7,00	0,17	Facil de operar
3	2,0	2,0	1,0	4,0	5,0	14,00	0,34	Resistencia a esfuerzos ciclicos
4	2,0	0,5	0,3	1	5,0	8,75	0,21	Alta confiabilidad
5	0,2	0,3	0,2	0,2	1	1,90	0,05	Larga vida util
					Total	41,65	1,00	

Tabla B-6: Pesos Ponderados Costo

Desempeño							
Categoría	1	2	3	4	Total fila	Peso	
1	1,0	4,0	3,0	0,5	8,50	0,39	Bajo costo de fabricacion
2	0,3	1,0	0,5	0,3	2,08	0,10	Bajo costo de operación
3	0,3	2,0	1,0	1,0	4,33	0,20	Bajo costo de mantenimiento
4	2,0	3,0	1	1,0	7,00	0,32	Disponibilidad de repuesto
				Total	21,92	1,00	

Con los pesos de cada objetivo definidos y los conceptos seleccionados, se procede a analizar el puntaje obtenido por cada alternativa de diseño. A continuación, en la Tabla B-7 se presentan los pesos ponderados obtenidos por cada Concepto de diseño.

Tabla B-7: Resultados ponderación de puntajes para cada concepto

		Concepto 1		Concepto 2		Concepto 3		Concepto 4	
	Peso pond	Puntuación	Peso	Puntuación	Peso	Puntuación	Peso	Puntuación	Peso
Fácil fabricación	53	1	53	5	265	5	265	3	159
Prueba en sujetos sanos	26	5	130	5	130	5	130	5	130
Espacio reducido	10	3	30	5	50	5	50	3	30
Estructura integrada	11	3	33	3	33	5	55	5	55
Aislación de frecuencias	24	5	120	1	24	5	120	5	120
Fácil de operar	17	5	85	5	85	3	51	3	51
Resistencia a esfuerzos cíclicos	34	3	102	5	170	5	170	5	170
Alta confiabilidad	21	3	63	1	21	3	63	3	63
Larga vida útil	5	1	5	1	5	1	5	1	5
Flexibilidad pruebas	48	1	48	5	240	5	240	5	240
Ajustable en altura	33	1	33	5	165	3	99	5	165
Ajustable lateralmente	19	1	19	5	95	5	95	5	95
Bajo costo de fabricación	39	1	39	3	117	3	117	3	117
Bajo costo de operación	10	3	30	3	30	3	30	3	30
Bajo costo de mantenimiento	20	3	60	3	60	3	60	3	60
Disponibilidad de repuesto	32	3	96	1	32	5	160	5	160
	Puntaje Total	946		1522		1710		1650	

ANEXO C: Condiciones de simulaciones

Concepto 3

Para realizar el análisis modal a la placa superior del Concepto 3 se utilizan las siguientes condiciones de apoyo y carga. Se muestran en la siguiente Figura B-1

Se utilizan apoyos simples en cada perforación que tiene la placa para realizar el análisis y una carga distribuida de 22.5kg en la superficie.

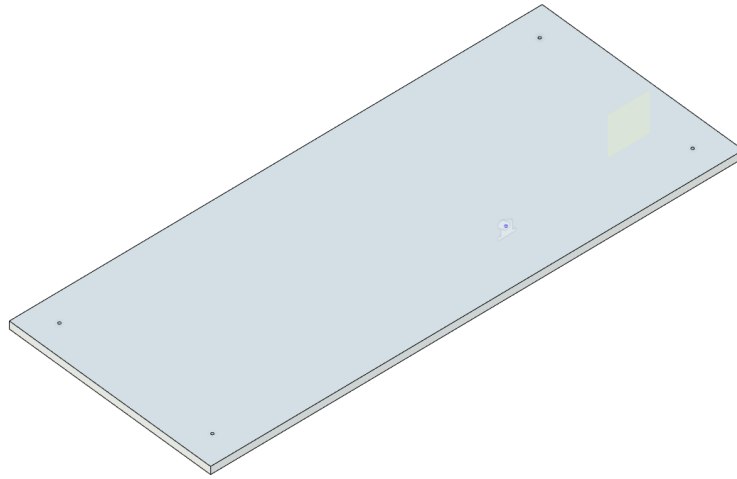


Figura C-1: Apoyo tipo simple en una de las perforaciones, se aplica a todas las perforaciones de fijación.

Concepto 4

Para el caso del concepto 4, en el conjunto inferior se aplica una carga vertical hacia abajo en el ojal del pasador de 598 [N], en ambos lados. Los apoyos se definieron como apoyos simples en todas las perforaciones donde se fijan las ruedas, tal como se muestra en la Figura C-2.

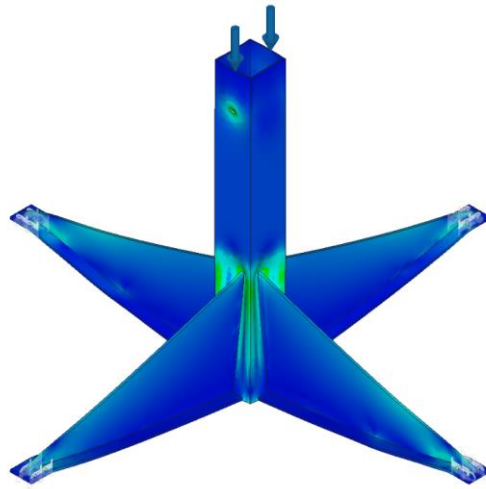


Figura C-2: Condición de carga análisis de conjunto inferior.

Para el conjunto superior se realiza algo similar. Se aplican 589[N] en la placa superior del conjunto y se colocan 2 apoyos simples, uno en cada ojal del pasador. Esta condición se puede ver en la siguiente Figura B-3.

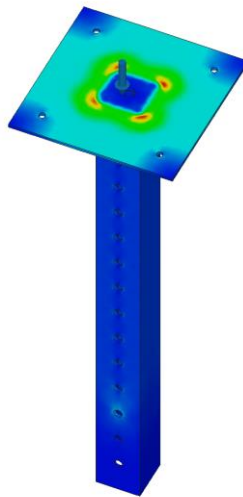


Figura C-3: Condición de carga análisis de conjunto superior.

Para el Palpador se utilizan apoyos simples en las perforaciones de fijación (A y B) y se aplica una fuerza cortante en el extremo de 490[N], tal como se muestra a continuación en la Figura C-4.

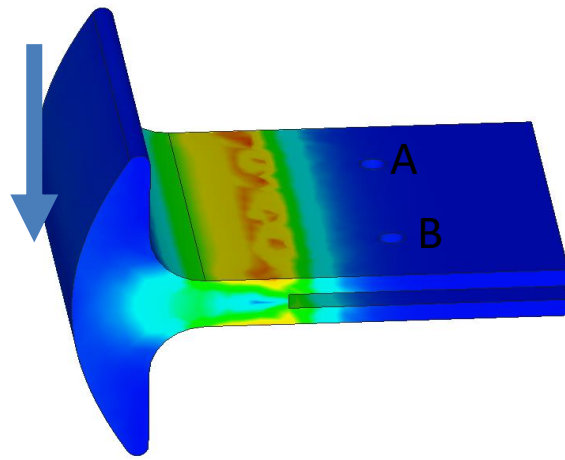


Figura C-4: Condición de carga análisis de Palpador.

Para el análisis modal se utilizan los mismos apoyos que posee el análisis de esfuerzos del conjunto inferior, tal que son apoyos simples en cada perforación de fijación de las ruedas.

ANEXO D: Especificaciones técnicas de materiales

Acero A-36

En la siguiente Tabla D-1 se muestran las propiedades mecánicas del acero A-36 aportadas por Aceros Otero [26].

Tabla D-1: Propiedades mecánicas acero A-36

Propiedades Mecánicas		
Esfuerzo Fluencia (min)(Kg / mm ²)	Esfuerzo Tracción (min)(Kg / mm ²)	Elongación (min.)%
25,5	40,8	20

Luego, en la Tabla D-2 se presentan la composición química del acero A-36 tal que.

Tabla D-2: Composición química acero A-36

Composición Química				
% C	% Mn	% Si	% P	% S
≤ 0,28	0,60 - 0,90	≤ 0,40	≤ 0,04	≤ 0,05

Acero SAE 1020

A continuación, en la Tabla D-3 se presentan las propiedades mecánicas del acero SAE-1020 utilizado para la fabricación del pasador del Concepto 4. Esta información es extraída de Aceros Otero [27]

Tabla D-3: Propiedades mecánicas del acero SAE-1020

Propiedades Mecánicas Acero Laminado (Valores típicos)			
Dureza Estado Bonificado (HRc)	Esfuerzo Fluencia (min)(Kg / mm ²)	Esfuerzo Tracción (min)(Kg / mm ²)	Elongación (min.)%
110 - 130	27	40 - 45	20

En la siguiente Tabla D-4 se presentan las propiedades químicas del acero elegido para la fabricación del pasador perteneciente al Concepto 4.

Tabla D-4: Composición química acero SAE-1020

Composición Química				
% C	% Mn	% Si	% P	% S
0,18 - 0,23	0,30 - 0,60	0,15 - 0,35	≤ 0,04	≤ 0,05

Interfaz de audio Onyx Artist 1.2

A continuación, en la Figura D-1 se muestra el diagrama de bloques del circuito de la interfaz de audio.

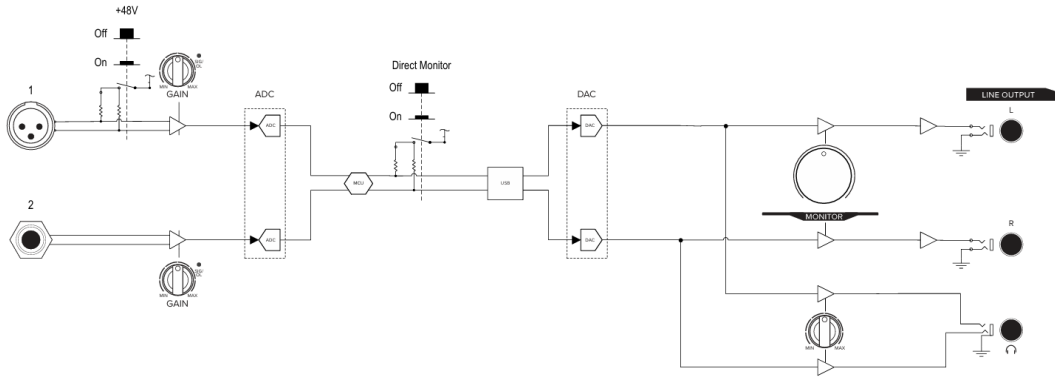


Figura D-1: Diagrama de bloques circuito Onyx Artist 1.2

Luego, en la Figura D-2 se detallan las especificaciones técnicas de la interfaz de audio Onyx Artist 1.2.

Frequency Response	Output Type
At minimum gain, +4 dBu / -6 dBFS input	Output type: Female 1/4" balanced / unbalanced MIDI [Onyx Producer 2•2]
All inputs: ±0.5 dB, 20 Hz – 20 kHz	
All outputs: ±0.5 dB, 20 Hz – 20 kHz	
Noise Characteristics (RMS, 10 Hz – 22 kHz)	USB
Mic inputs: <-100 dBFS	Format: USB 2.0, 24-bit, 192 kHz
Line inputs: <-100 dBFS	
Instrument input: <-100 dBFS	
Line outputs, balanced: <-85 dBu	
Headphone outputs: <-75 dBu	
Distortion (THD)	Power Requirements
+4 dBu / -6 dBFS, 1 kHz input, minimum gain	USB Bus Powered: High-power device (5V, up to 500mA)
Mic input: <0.001%	
Line input: <0.005%	
Instrument input: <0.005%	
Line outputs, balanced: <0.001%	
Headphone outputs: <0.002%	
Maximum Levels (0 dBFS, 1 kHz)	Physical Dimensions and Weight
Mic input, gain at minimum: +11 dBu	Onyx Artist 1•2
Line input, gain at minimum: +24 dBu	Height: 2.0 in / 51 mm
Instrument input, gain at minimum: +24 dBu	Width: 6.4 in / 163 mm
Line outputs, volume at maximum: +10 dBu	Depth: 4.5 in / 114 mm
Headphone outputs, volume at maximum: +10 dBu	Weight: 1.1 lb / 0.5 kg
Input Type	Onyx Producer 2•2
Input type: Female XLR balanced/ unbalanced Female 1/4" balanced / unbalanced MIDI [Onyx Producer 2•2]	Height: 2.0 in / 51 mm Width: 7.4 in / 188 mm Depth: 4.5 in / 114 mm Weight: 1.4 lb / 0.6 kg
	Disclaimer
	LOUD Technologies is always striving to improve our products by incorporating new and improved materials, components and manufacturing methods. Therefore, we reserve the right to change these specifications at any time without notice.

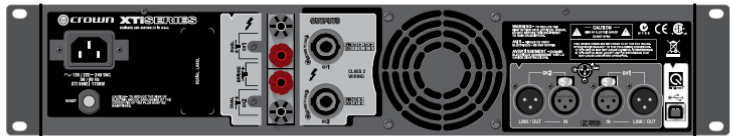
Figura D-2: Especificaciones técnicas interfaz de audio Onyx Artist 1.2.[19]

Amplificador Crown XTi 2002

En la siguiente Figura D-3 se muestran las especificaciones técnicas a detalle del amplificador utilizado para la estación de pruebas, tanto para el concepto 3 como el Concepto 4. [20]



XTi 1002, 2002, 4002



XTi 6002

Power Matrix

Model	Channels	2Ω Dual	4Ω Dual	8Ω Dual	4Ω Bridged	8Ω Bridged
1002	2	700W	500W	275W	1400W	1000W
2002	2	1000W	800W	475W	2000W	1600W
4002	2	1600W	1200W	650W	3200W	2400W
6002	2	3000W	2100W	1200W	6000W	4200W

*1kHz, 20mS burst, both channels driven

Amplifier Performance Specifications	XTi 1002	XTi 2002	XTi 4002	XTi 6002
Sensitivity (for full rated power at 4Ω)			1.4V	
Rated Power Output (per Channel at 4Ω)	500W Stereo	800W Stereo	1200W Stereo	2100W Stereo
Signal to Noise Ratio (below rated 1kHz power at 8Ω)	100 dB (A Weighted)	100 dB (A Weighted)	100 dB (A Weighted)	103 dB (A Weighted)
Total Harmonic Distortion		<0.5%		
Damping Factor 20 Hz to 1kHz		>500		
Frequency Response (at 1W, 20 Hz to 20 kHz)		+0 dB, -1 dB		
Crosstalk (below rated power) 20 Hz to 1kHz		>70 dB		
Input Impedance		20kΩ balanced, 10kΩ unbalanced		
Physical Specifications				
Width		19 in. (48.3cm)		
Height		3.5 in. (8.9cm)		
Depth	12.25 in. (31.1cm)	12.25 in. (31.1cm)	12.25 in. (31.1cm)	16.2 in. (41.1cm)
Net Weight	18.5 lbs (8.4kg)	18.5 lbs (8.4kg)	18.5 lbs (8.4kg)	24 lbs (10.9kg)
Shipping Weight	21.5 lbs (9.75kg)	21.5 lbs (9.75kg)	21.5 lbs (9.75kg)	30 lbs (13.6kg)

Figura D-3: Especificaciones técnicas Crown XTi 2002

Anexo E: Conocimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN INVESTIGACIÓN

Título del Proyecto/Tesis: "Diseño de estación de pruebas para elastografías por ondas de corte en laboratorio de ultrasonidos cuantitativo"

Investigador Responsable: Daniel Bravo R.

Institución: Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC), Universidad Técnica Federico Santa María (UTFSM).

1. Naturaleza de la Investigación

Se me ha informado que este estudio tiene como objetivo evaluar la viabilidad de una prueba elastográfica con excitación externa. El procedimiento busca caracterizar las propiedades mecánicas de los tejidos mediante el uso de ultrasonido cuantitativo bajo una fuente de vibración externa controlada.

2. Descripción del Procedimiento

Acepto participar en la medición realizada en el laboratorio. El procedimiento consiste en: - La aplicación de un transductor de ultrasonido sobre la superficie de la zona a estudiar. - El uso de un dispositivo de excitación externa que genera una vibración mecánica de baja frecuencia y baja amplitud para inducir ondas de corte en el tejido. - La captura de señales acústicas por parte del equipo del LUC para su posterior procesamiento.

3. Riesgos y Molestias

Entiendo que el procedimiento es no invasivo. La excitación externa es de baja intensidad, similar a una vibración táctil suave, y el ultrasonido no utiliza radiación ionizante. Las molestias esperadas son mínimas, limitándose a la presión del transductor o el contacto con el gel conductor.

4. Voluntariedad y Retiro

Confirmando que mi participación es totalmente voluntaria. He sido el sujeto de prueba y el investigador de esta tesis, actuando bajo mi propia voluntad para el desarrollo de la investigación.

5. Confidencialidad

Los datos obtenidos serán utilizados exclusivamente para los fines académicos de la memoria de título. Los resultados podrán ser publicados en la tesis y presentaciones derivadas, asegurando el anonimato si así se requiere. 6. Declaración de Consentimiento Al incorporar este documento en mi memoria, dejo constancia de que comprendo los objetivos y procedimientos técnicos realizados en el LUC de la UTFSM. He tenido la oportunidad de resolver dudas técnicas y consiento el uso de mis datos biomecánicos obtenidos durante la prueba de elastografía.

Nombre del Participante: Daniel Eduardo Bravo Rubio

RUT: 20.664.491-5

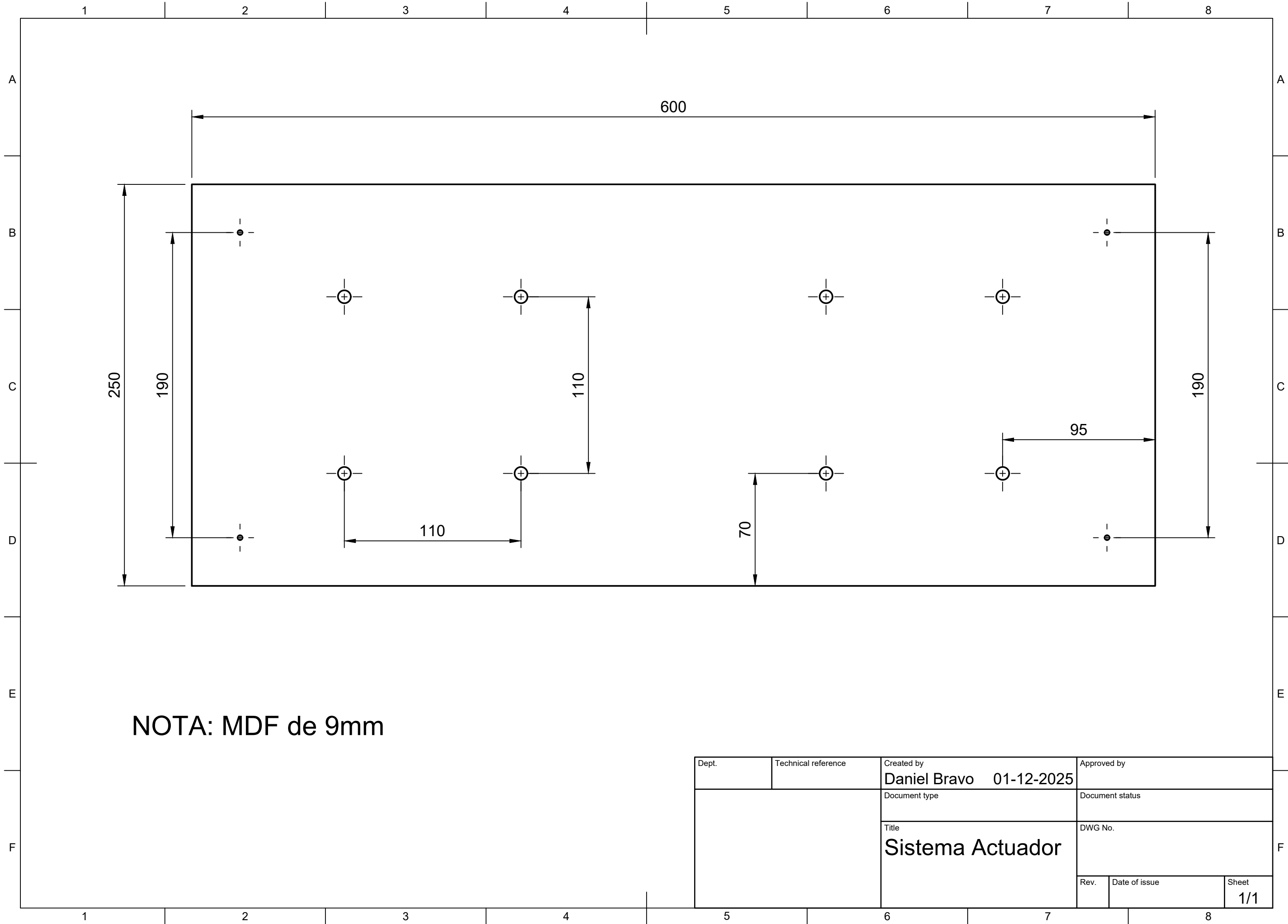
Fecha de la Prueba: 28-11-2025

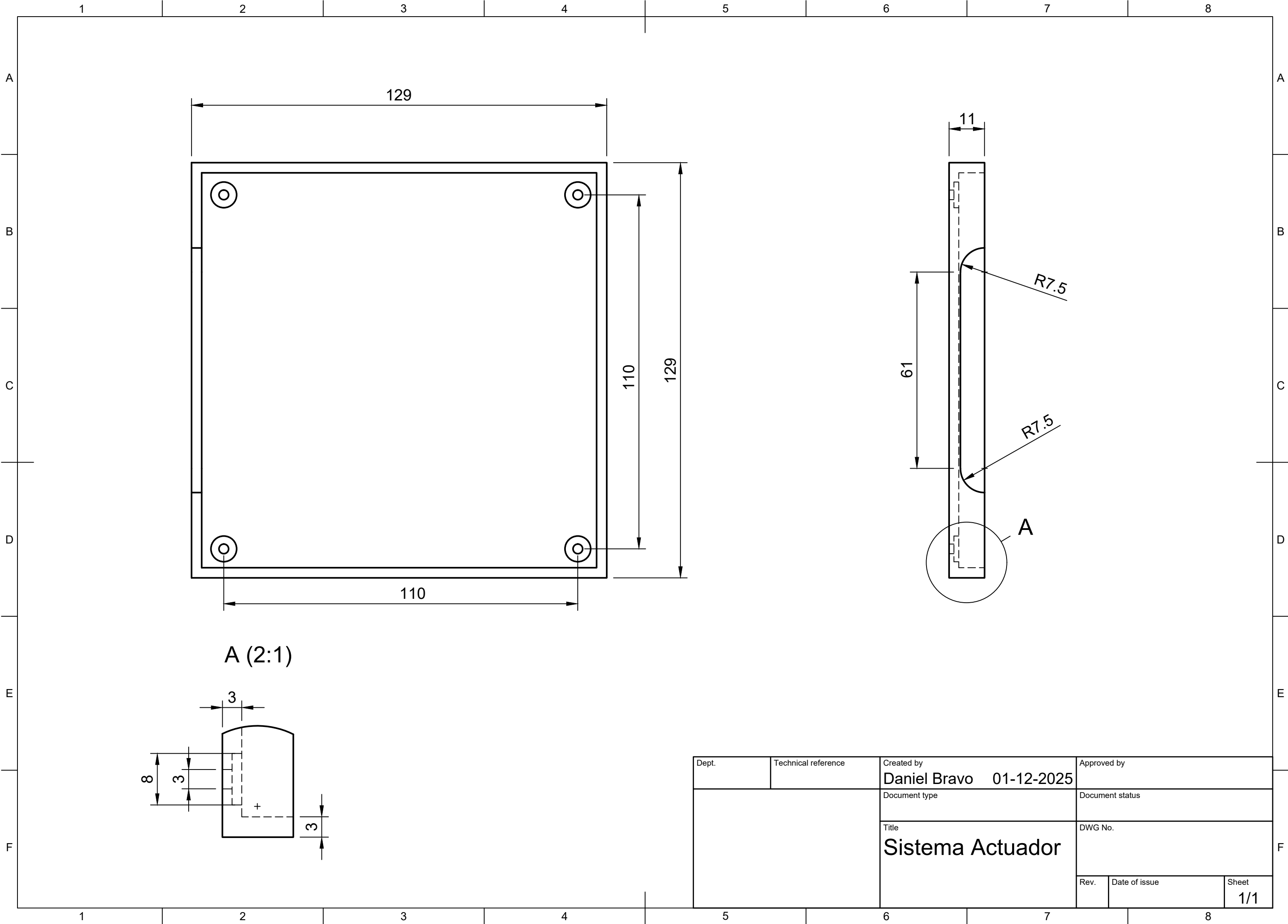
Firma:

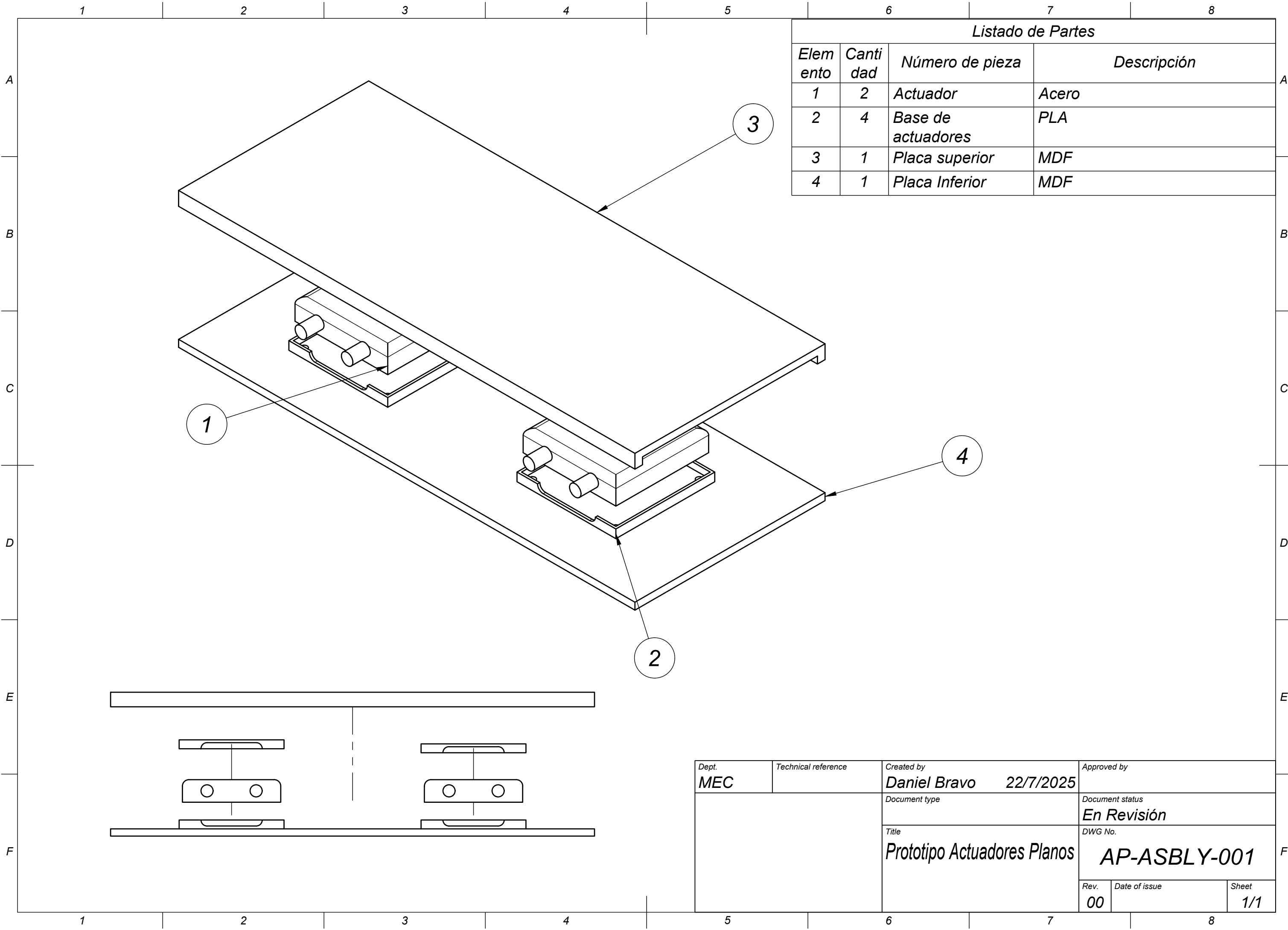


Anexo F: Planos de componentes

Concepto 3

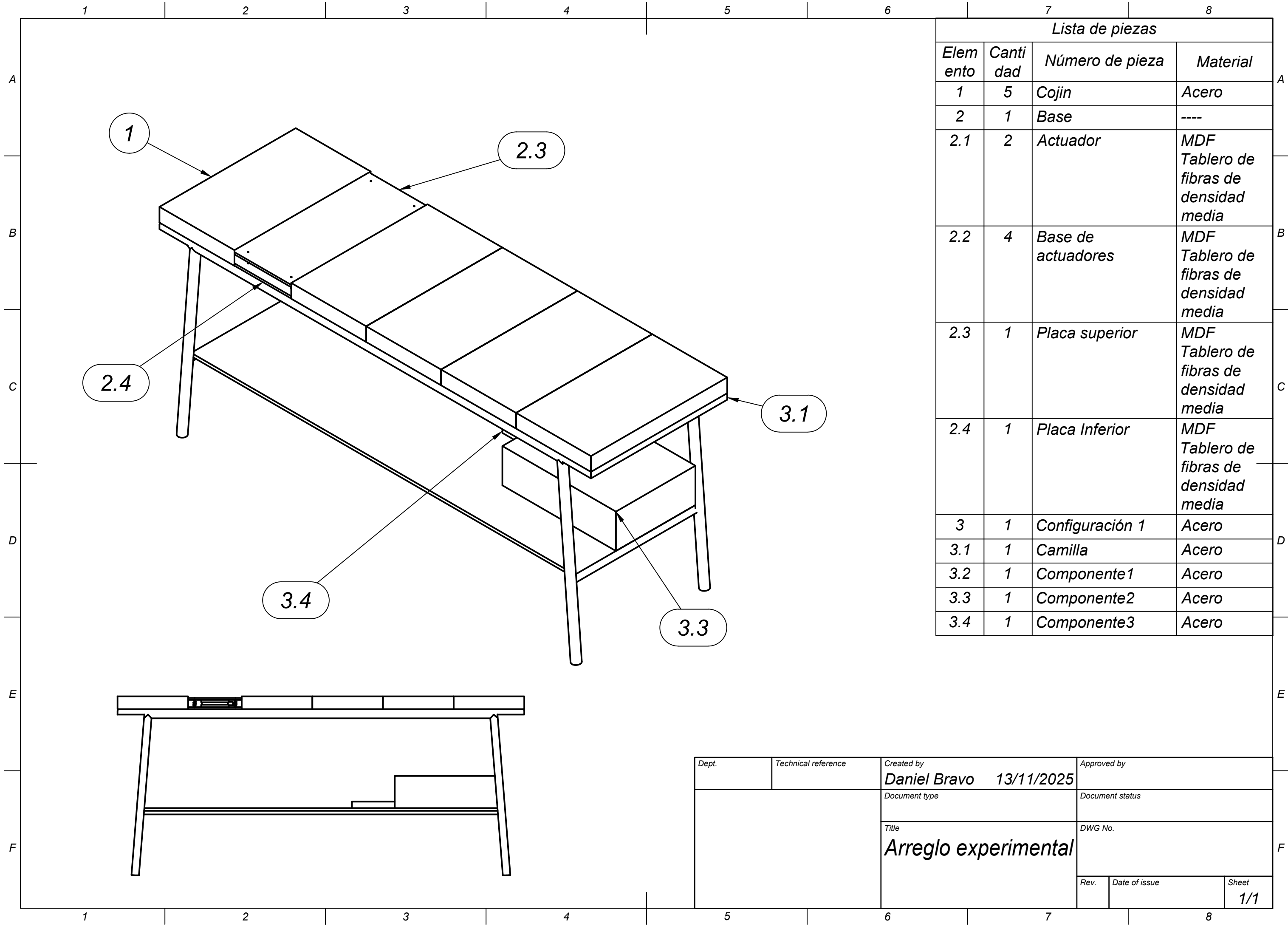




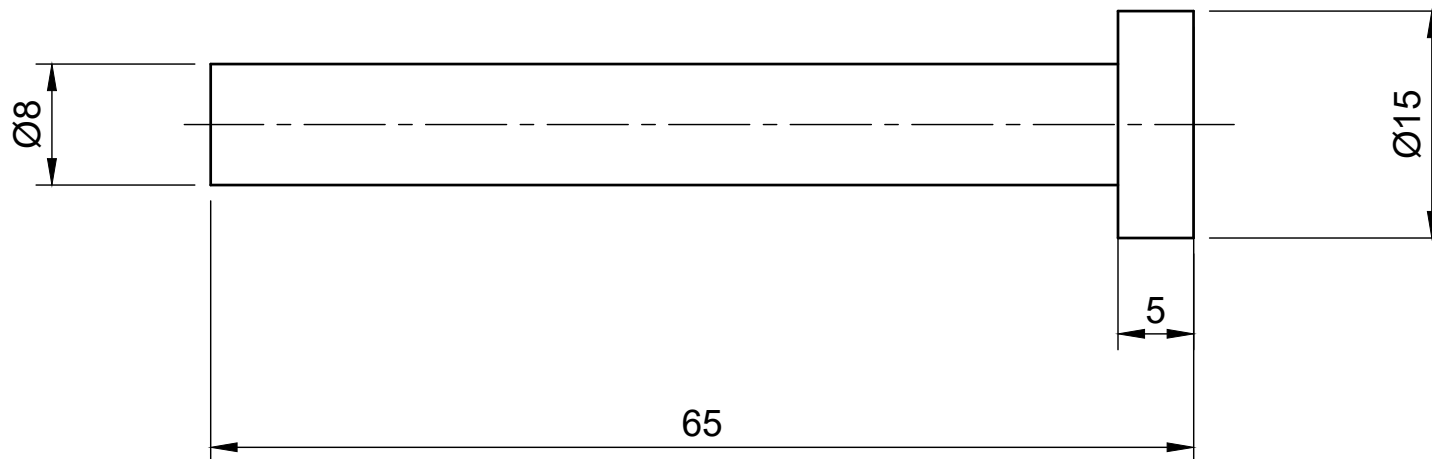


Listado de Partes			
Elem ento	Canti dad	Número de pieza	Descripción
1	2	Actuador	Acero
2	4	Base de actuadores	PLA
3	1	Placa superior	MDF
4	1	Placa Inferior	MDF

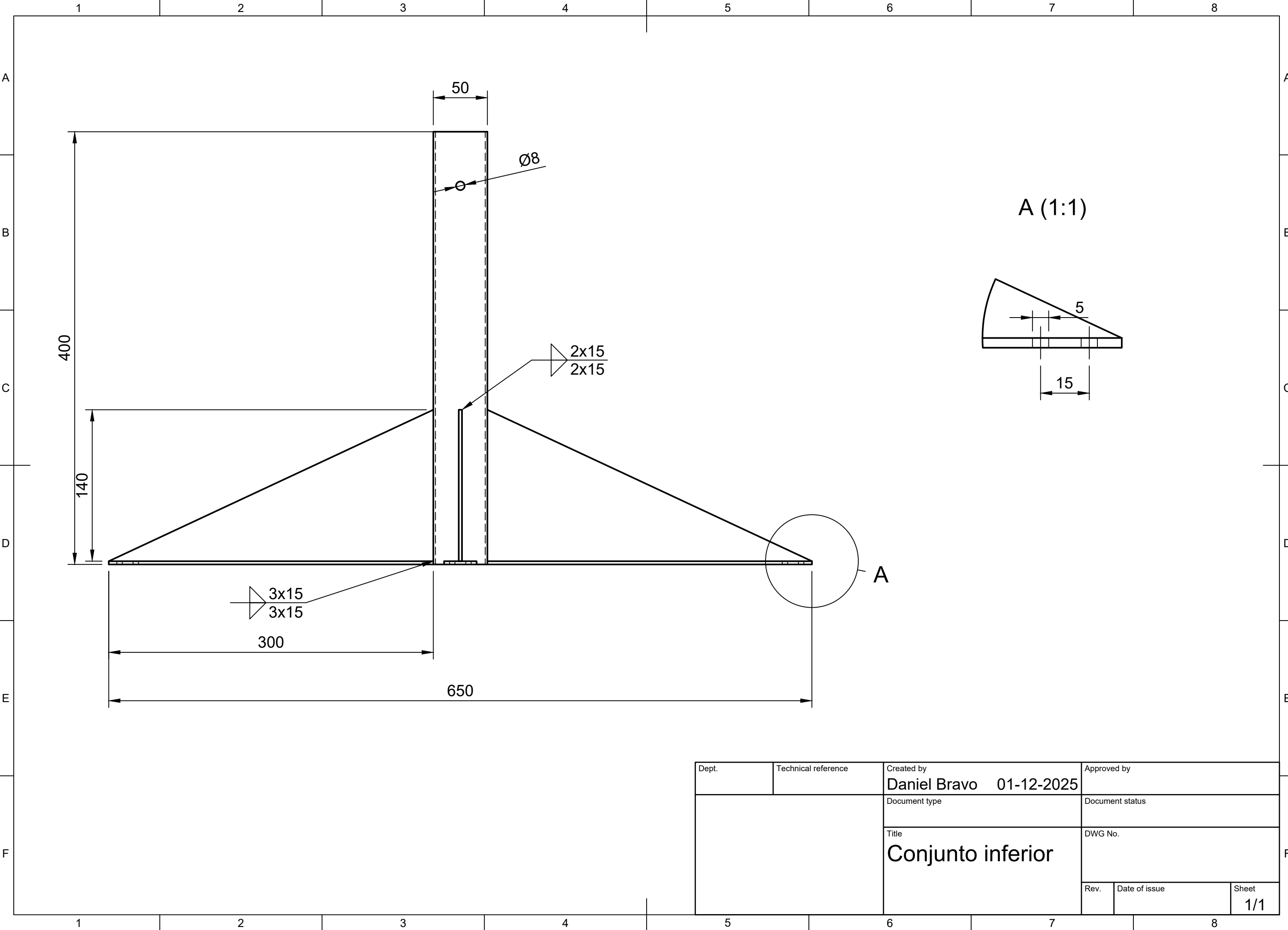
Dept. MEC	Technical reference	Created by Daniel Bravo 22/7/2025	Approved by	
		Document type	Document status En Revisión	
		Title Prototipo Actuadores Planos	DWG No. AP-ASBLY-001	
		Rev. 00	Date of issue	Sheet 1/1



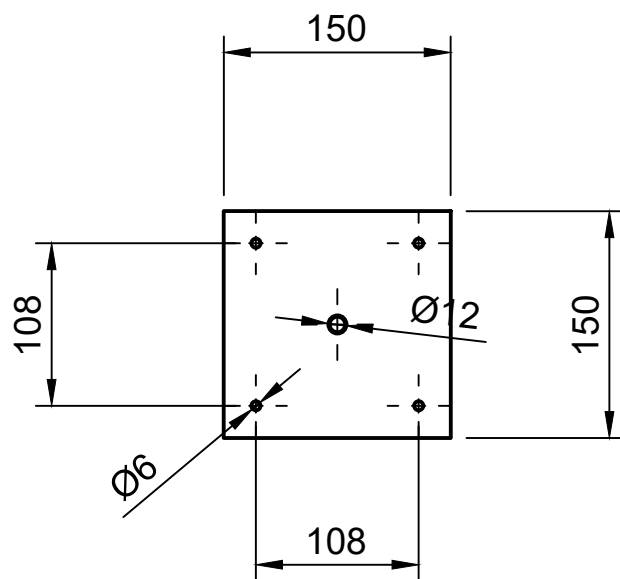
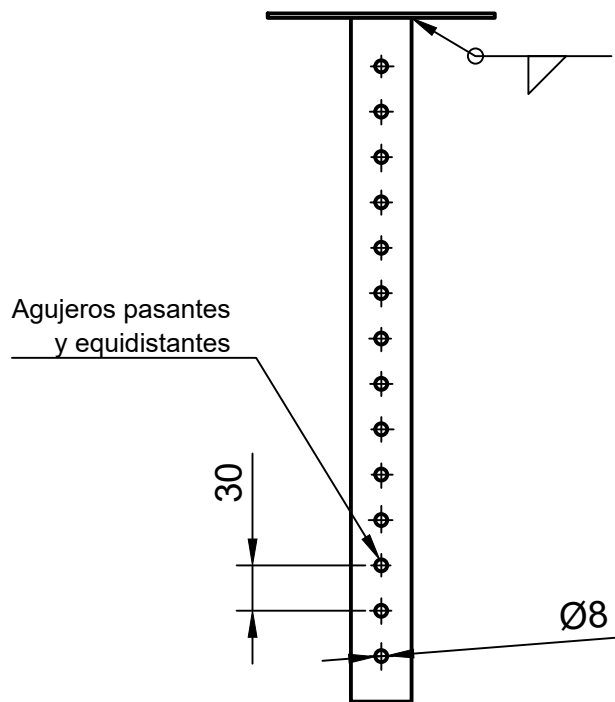
Concepto 4



Dept.	Technical reference	Created by Daniel Bravo	01-12-2025			Approved by		
		Document type			Document status			
		Title Pin			DWG No.			
					Rev.	Date of issue	Sheet 1/1	



Dept.	Technical reference	Created by Daniel Bravo 01-12-2025	Approved by	
			Document status	
			DWG No.	
			Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1	



Dept.	Technical reference	Created by Daniel Bravo 01-12-2025	Approved by		
		Document type	Document status		
		Title Conjunto superior	DWG No.		
			Rev.	Date of issue	Sheet 1/1

