ESTRUCTURA Y FORMATO DEL TRABAJO FIN DE GRADO

UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID

ESCUELA DE ARQUITECTURA, INGENIERÍA, CIENCIA Y COMPUTACIÓN (STEAM)

GRADO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

MENCIÓN EN INGENIERÍA MECÁNICA

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO MECÁNICO DE BANCO DE ENSAYOS

Alumno: Malek El Souki

Directores: Dra. Arisbel Cerpa Naranjo
Dr. Carlos Castellote Varona
Dr. Juan Luis Carrasco del Rincón

JUNIO DEL 2026

TÍTULO: DISEÑO MECÁNICO BANCO DE ENSAYOS

AUTOR: MALEK EL SOUKI

DIRECTORES DEL PROYECTO: **Dra. Arisbel Cerpa Naranjo**

Dr. Carlos Castellote Varona

Dr. Juan Luis Carrasco del Rincón

MALEK EL SOUKI

FECHA: 05 de julio de 2026

RESUMEN

El presente Trabajo de Fin de Grado tiene como finalidad el estudio del comportamiento mecánico de la articulación de la cadera canina mediante el desarrollo de un banco de ensayos específico que permita validar experimental una prótesis de cadera en la raza pastor alemán.

La articulación de la cadera es un elemento estructural esencial en la locomoción del animal, al estar sometida a esfuerzos combinados de compresión, flexión y torsión que provienen de la interacción dinámica entre el peso corporal, las fuerzas de reacción del suelo y las aceleraciones generadas durante el movimiento.

El proyecto se centra en el diseño conceptual y funcional de un banco de ensayos capaz de reproducir dichas condiciones de carga de forma controlada y progresiva hasta rotura, incorporando sistemas de instrumentación que permitan registrar fuerza aplicada, desplazamiento global y deformación local del material.

Para la determinación de las cargas de diseño se realizará un estudio de diferentes artículos basados en la biomecánica sobre perros de tamaño grande, con especial atención a los pastores alemanes para poder fijar los parámetros cinéticos y cinemáticos durante la marcha y el trote, y a su vez cuando frena o se proporciona el animal.

Palabras clave: hasta un máximo de 6

ABSTRACT

The present Final Degree Project aims to study the mechanical behavior of the canine hip joint through the development of a specific experimental testing bench designed to validate a hip prosthesis for the German Shepherd breed.

The hip joint represents a fundamental structural element in canine locomotion, as it is subjected to combined compressive, bending, and torsional loads resulting from the dynamic interaction between body weight, ground reaction forces, and the accelerations generated during movement.

The project focuses on the conceptual and functional design of a testing bench capable of reproducing these loading conditions in a controlled and progressive manner up to structural failure. The system will incorporate instrumentation devices that allow the measurement of applied force, global displacement, and local material deformation.

In order to determine the design loads, a comprehensive review of biomechanical studies involving large-breed dogs will be conducted, with particular emphasis on German Shepherds. This review will enable the definition of relevant kinetic and kinematic parameters during walking, trotting, braking phases, and acceleration, ensuring that the experimental conditions accurately represent the mechanical demands experienced by this specific breed.

Key words: banco de ensayos, prótesis de cadera canina, biomecánica, elementos finitos, ANSYS, diseño mecánico.

Índice

RESUMEN 4

ABSTRACT 4

Capítulo 1. INTRODUCCION 11

1.1 Contexto biomecánico de la articulación coxofemoral en el Pastor Alemán 12

1.2 Problemática estructural y necesidad de validación experimental 13

1.3 Justificación del desarrollo de un banco de ensayos 14

1.4 Objetivos generales y específicos 16

Capítulo 2. PARÁMETROS DE DISEÑO DEL BANCO DE ENSAYOS 17

2.1 Parámetros de referencia del canino 18

2.2 Fuerzas verticales en locomoción en estado estacionario 20

2.3 Componentes horizontales de la fuerza de reacción del suelo 21

2.4 Rango de movimiento de la articulación coxofemoral 23

2.5 Parámetros de velocidad (espacio recurrido en un intervalo de tiempo) durante la locomoción 25

2.6 Velocidad de locomoción representativa 26

2.7 Carga máxima de diseño del banco de ensayos 26

2.8 Frecuencia operativa del sistema experimental 27

Capítulo 3. DISEÑO CONCEPTUAL Y DESARROLLO DEL BANCO DE ENSAYOS 29

3.1 Introducción al diseño del banco 29

3.2 Requisitos de diseño 29

3.3 Revisión de soluciones existentes y elección de perfiles 30

3.4 Evolución conceptual del diseño 33

3.5 Rediseño del bastidor 35

3.6 Sistema de fijación de la prótesis 36

3.7 Integración del actuador y fijación de la prótesis 39

3.8 Modelo en SolidWorks 41

3.9 Modelo CAD definitivo y validación geométrica 44

Capítulo 4. ANALISIS ESTRUCTURAL DE ELEMENTOS FINITOS (ANSYS) 51

4.1 Introducción al análisis estructural 51

4.2 Metodología de simulación 52
4.3 Definición del modelo geométrico 53
4.4 Materiales y propiedades mecánicas 56
4.5 Condiciones de contorno y aplicación de cargas 57
4.6 Generación y control del mallado 59
4.7 Análisis estructural estático 62
4.8 Análisis modal 65
4.9 Interpretación de resultados estructurales 66
4.9.1 Análisis de desplazamientos 66
4.9.2 Análisis de tensiones equivalentes de Von Mises 66
4.9.3 Análisis del factor de seguridad 67
4.9.4 Interpretación global del análisis estático 68
4.10 Interpretación del análisis modal 68
4.11 Discusión global de los resultados obtenidos 69
Capítulo 5. MONTAJE DEL BANCO DE ENSAYOS 75
5.1 Introducción al montaje del banco de ensayos 75
5.2 Secuencia de montaje 76
5.3 Procedimiento de ensamblaje 76
5.4 Consideraciones de montaje y mantenimiento 77
Capítulo 6. PRESUPUESTO 78
6.1 Introducción 78
6.2 Coste de materiales y componentes 78
6.3 Coste total 79
6.4 Valoración económica 80
Capítulo 7. CONCLUSIONES 81

Índice de Figuras

Ilustración 1, Fuerzas de reacción del suelo en la extremidad posterior 19
Ilustración 2, Movimiento angular de la articulación coxofemoral (Cadera) 22
Ilustración 3, rango de movimiento de la articulación coxofemoral 24
Ilustración 4, perfil de aluminio T-slot 45x45 mm utilizado como referencia para el diseño del bastidor 31
Ilustración 5, accesorios normalizados para perfiles T-slot (escuadras)..... 31
Ilustración 6, accesorios normalizados para perfiles T-slot (tornillos M8) 32
Ilustración 7, accesorios normalizados para perfiles T-slot (elastómero amortiguador) 32
Ilustración 8, boceto inicial del diseño..... 34
Ilustración 9, primer diseño 36
Ilustración 10, vista isométrica del bastidor definitivo. 37
Ilustración 11, vista frontal 38
Ilustración 12, vista superior..... 38
Ilustración 13, mordaza normalizada McMaster-Carr 39
Ilustración 14, apoyo actuador 40
Ilustración 15, base de banco..... 41
Ilustración 16, actuador 43
Ilustración 17, unión entre actuador y railes del perfil T-slot 45x45 43
Ilustración 18, unión entre actuador y railes del perfil T-slot 45x45 44
Ilustración 19, modelo CAD completo desarrollado en SolidWorks 44
Ilustración 20, vista planta del banco de ensayos..... 46
Ilustración 21, vista frontal del banco de ensayos 47
Ilustración 22, vista isométricas alzado del banco de ensayos 47
Ilustración 23, uniones de los accesorios normalizados 48
Ilustración 24, uniones de los accesorios normalizados 48
Ilustración 25, uniones de los accesorios normalizados 49
Ilustración 26, uniones de los accesorios normalizados 49
Ilustración 27, vista isométrica de la vía de rail del actuador 54
Ilustración 28, detalle de la zona de fijación de la prótesis sobre la placa metálica perforada . 54
Ilustración 29, detalle del sistema de guiado lineal utilizado para el desplazamiento del actuador 55
Ilustración 30, mallado global aplicado al banco de ensayos 60
Ilustración 31, zoom de una unión importante 61
Ilustración 32, deformación total del banco de ensayos 63
Ilustración 33, tensión equivalente del banco de ensayos 63
Ilustración 34, factor de seguridad del banco de ensayos..... 64
Ilustración 35, MODAL 1 70
Ilustración 36, MODAL 2 70

Ilustración 37, MODAL 3 71
Ilustración 38, MODAL 4 71
Ilustración 39, MODAL 5 72
Ilustración 40, MODAL 6 72

Índice de Tablas

Tabla 1, Parámetros 20
Tabla 2, esfuerzos propulsivos y de frenado 22
Tabla 3, Resumen de ventajas e inconvenientes de las propuestas de diseño evaluadas 30
Tabla 4, propiedades mecánicas de los materiales empleados en el modelo de elementos finitos 56
Tabla 5, resumen del Análisis Estructural y Modal en ANSYS 73
Tabla 6, secuencia de operación 76
Tabla 7, presupuesto 78

Índice de Ecuaciones

Ecuación 1, peso 18
Ecuación 2, fuerza de reacción vertical máxima 20
Ecuación 3, ecuación de la frecuencia 25

Capítulo 1. INTRODUCCION

En la última década, el desarrollo de prótesis veterinarias ha escalado técnica y comercialmente, enfocándose sobre todo en caninos de mediano y gran porte. Dentro de esta rama, los implantes de cadera en caninos han cobrado una relevancia crítica debido al alto número de incidencias patologías degenerativas en la cadera, un fallo estructural recurrente en razas como el Pastor Alemán. [1], [2]

Desde el punto de vista de la ingeniería, la eficiencia de estos implantes está limitada a su respuesta mecánica bajo condiciones de servicio reales. La articulación no está sometida únicamente a estados de carga estáticos, sino a un régimen dinámico en el que las fuerzas varían en función del tipo de marcha, la velocidad y la fase del ciclo locomotor. [2], [3]

Para validar estos diseños, los bancos de ensayos biomecánicos son nuestra herramienta de control fundamental. Estos sistemas permiten replicar en laboratorio las condiciones de frontera y las solicitaciones mecánicas que experimentará la prótesis. En ingeniería biomédica, estos montajes experimentales son el estándar para validar la integridad estructural y evaluar el comportamiento del material frente a ciclos de carga repetitivos. [3], [4]

No obstante, diseñar un banco de pruebas para una prótesis canina supone un reto de ingeniería complejo. Debemos modelar no solo la fuerza vertical (peso), sino también las componentes horizontales derivadas de la locomoción, que son difíciles de simular con precisión [2]. El presente diseño integra criterios propios de la ingeniería mecánica con los requisitos biomecánicos necesarios para reproducir el comportamiento de la articulación durante la locomoción.

Por ello, este trabajo aborda el diseño conceptual y el cálculo estructural de un banco de ensayos para prótesis de cadera en perros de raza grande. El diseño tiene en cuenta los movimientos reales de la marcha canina. Para la estructura, he apostado por perfiles de aluminio modulares, lo que nos da una solución resistente y fácil de adaptar si necesitamos hacer cambios durante las pruebas.

1.1 Contexto biomecánico de la articulación coxofemoral en el Pastor Alemán

Como se resaltó previamente, la articulación coxofemoral desempeña un papel clave en la locomoción del Pastor Alemán, no únicamente como elemento de unión entre pelvis y fémur, sino como punto de transmisión de esfuerzos dinámicos complejos procedentes del movimiento. Visto desde el punto de vista biomecánico, esta articulación no actúa como una simple unión o como un apoyo estructural, sino como un sistema capaz de absorber, redirigir y redistribuir cargas variables que cambian en magnitud, dirección y velocidad a lo largo del ciclo de marcha, lo cual resalta la importancia de esta articulación en la locomoción del canino. [1]

En perros de tamaño grande como el Pastor Alemán, la distribución de su masa corporal y la conformación de su estructura y elementos de unión o constructivos, influyen de manera directa en el comportamiento mecánico de las extremidades posteriores. Durante el movimiento, especialmente en fases como la arrancada, el trote o el cambio de dirección, las extremidades posteriores generan fuerzas propulsivas muy significativas que se transmiten a través de la articulación de la cadera. Estos esfuerzos no son constantes ni puramente verticales, ya que aparecen cuando hay un cambio brusco en el estado de inercia del perro y a su vez, componentes horizontales asociadas a la aceleración y desaceleración del cuerpo. [2]

Debido a la locomoción del animal y su entorno, siempre hay una interacción continua entre el perro y el suelo. Esto generan fuerzas de apoyo o fuerzas de reacción del terreno que actúan sobre las extremidades y generan estados de carga combinados en la articulación, donde coexisten compresión axial, momentos flectores y pares torsionales. Esta combinación de esfuerzos produce un estado tensional tridimensional que debe ser considerado desde una perspectiva estructural para verificar el uso y evaluar correctamente el comportamiento resistente de una prótesis destinada a reemplazar o complementar la articulación de la cadera canina. Por ello, es fundamental realizar el estudio experimental teniendo en cuenta el estado tensional tridimensional al que está sometido la articulación coxofemoral para poder asegurarnos de que la validación de la prótesis es correcta ya que se están replicando los esfuerzos a los que está sometido la cadera. [3]

Además, durante determinadas fases del ciclo locomotor, la carga puede concentrarse temporalmente en una sola extremidad posterior, generando situaciones de apoyo mono podal que incrementan significativamente las cargas sobre la cadera correspondiente. Aunque el análisis cuantitativo detallado de estas cargas se abordará en el capítulo siguiente mediante los estudios experimentales basados en perros y justificados científicamente, ya que resulta evidente que el comportamiento mecánico de la articulación no puede evaluarse únicamente bajo condiciones estáticas. [4]

Por tanto, el contexto biomecánico del Pastor Alemán demuestra fundamental para el presente trabajo: cualquier sistema experimental diseñado para validar una prótesis de cadera debe ser capaz de reproducir no solo cargas axiales estáticas, sino también

combinadas que representen de forma realista las condiciones dinámicas a las que la articulación se encuentra sometida en condiciones de uso real para su validez.

1.2 Problemática estructural y necesidad de validación experimental

El comportamiento mecánico de la articulación coxofemoral en perros de raza grande no solo es relevante desde el punto de vista funcional, sino también desde una perspectiva estructural y clínica. En razas como el Pastor Alemán, la elevada masa corporal combinada con una intensa actividad física como saltos muy altos, cambios de dirección bruscos, propulsiones o frenados incrementa las solicitaciones mecánicas sobre la articulación, causando la aparición de desgaste articular progresivo. Debido a esto, se compromete la estabilidad estructural de la articulación al ya no poder redistribuir esos esfuerzos ni soportarlos y a su vez, reduce significativamente la calidad de vida del animal.

Por ello, cuando la articulación natural pierde su capacidad funcional por desgaste, una de las soluciones desarrolladas y avanzadas es la implantación de una prótesis de cadera. Sin embargo, no es tan ni tan sencillo ni tan directo como suena. La sustitución de una articulación biológica por un sistema artificial implica un desafío tanto estructural, como biológico considerable. Una prótesis debe garantizar diferentes factores para poder integrarlo al cuerpo de canino. En primer lugar, debe de cumplir con las solicitaciones que sufre una cadera canina, poder aguantar toda esa carga sin romper y replicar a su vez la geometría he articulación que proporciona la articulación coxofemoral. A su vez, no se puede implementar cualquier tipo de material para llevar a cabo la prótesis ya que debe de ser biocompatible con el cuerpo del animal, lo cual conlleva un desafío ya que se tiene que tomar en cuenta varios diferentes criterios. Esto implica que su validación no puede basarse únicamente en criterios teóricos o simulaciones numéricas, sino que requiere ensayos experimentales que reproduzcan de manera realista las condiciones de carga para un material biomecánico que sea compatible.

Desde el punto de vista de la ingeniería mecánica, cualquier componente estructural sometido a esfuerzos combinados debe ser evaluado considerando no solo su resistencia máxima, sino también su comportamiento frente a cargas progresivas, su rigidez estructural y su modo de fallo. Por ello, hay que fijar diferentes parámetros esenciales para poder replicar estas condiciones cuando se esté validando experimental el uso de la prótesis canina. En el caso de una prótesis de cadera canina, estas consideraciones adquieren especial relevancia debido a la naturaleza dinámica de las cargas que actúan sobre la articulación durante la marcha, el trote o las maniobras de aceleración y frenado.

Además, es importante destacar que los estados tensionales presentes en la articulación no responden a un solo tipo de carga. La coexistencia de compresión axial, flexión y torsión genera un estado de solicitación multiaxial que puede inducir concentraciones de tensiones en zonas críticas del implante. Si dichas concentraciones en las zonas críticas de la prótesis no son identificadas y evaluadas adecuadamente, podrían provocar fallos prematuros por fractura, deformación permanente o pérdida de estabilidad estructural.

Por estas razones, la validación experimental se convierte en un paso imprescindible antes de considerar la viabilidad mecánica de una prótesis. Un análisis exclusivamente teórico no permitiría replicar posibles fallos asociados a imperfecciones geométricas, condiciones reales de esfuerzos o deformaciones permanentes debido a un comportamiento no lineal del material. De esta forma, el desarrollo de un sistema experimental que permita aplicar cargas controladas hasta rotura y registrar con precisión las variables mecánicas fundamentales constituye una herramienta esencial para la caracterización estructural del dispositivo. Es por eso, que es fundamental diseñar y montar un banco de ensayos que pueda cumplir con todos los requisitos necesarios para llevar a cabo un estudio experimental preciso, teniendo en cuenta todos los factores imprescindibles para la validación del implante.

El presente trabajo se enmarca precisamente en esta necesidad: establecer un procedimiento experimental riguroso que permita evaluar el comportamiento resistente de una prótesis de cadera destinada a la raza Pastor Alemán, bajo condiciones de carga que representen de manera coherente la realidad biomecánica del animal.

1.3 Justificación del desarrollo de un banco de ensayos

El desarrollo de un banco de ensayos específico constituye el núcleo técnico del presente Trabajo de Fin de Grado ya que como se mencionó previamente, hay que llevar a cabo un estudio experimental riguroso para la validación estructural de la prótesis. Desde una perspectiva estrictamente ingenieril, para poder verificar que tanto el material biomecánico implementado, como la geometría estructural de la prótesis sometida a estados tensionales combinados, se requiere un sistema experimental capaz de reproducir de manera controlada y repetible las condiciones mecánicas que se pretenden analizar. Debido a su alto requerimiento de validez a través de medios experimentales, es fundamental desarrollar un banco de ensayos adecuado que se adapte a dicho sistema que queremos replicar en el laboratorio que represente adecuadamente la complejidad biomecánica de la articulación coxofemoral canina.

La articulación de la cadera en el Pastor Alemán se encuentra sometida a un estado de carga tridimensional, donde coexisten compresión axial, momentos flectores y pares torsionales. Reproducir experimentalmente esta combinación de esfuerzos exige un diseño estructural que permita modificar configuraciones de carga sin comprometer la estabilidad del sistema ni la precisión de las mediciones. Por tanto, el banco de ensayos que se desarrollara no solo actúa únicamente como un soporte físico, sino como un sistema mecánico diseñado para replicar cargas, evaluar los distintos parámetros claramente definidos y evaluar los resultados obtenidos utilizando la instrumentación adecuada.

Uno de los aspectos fundamentales en el diseño del banco es la capacidad de aplicar cargas de manera progresiva y controlada. Para ello, se plantea la incorporación de un actuador lineal eléctrico como elemento principal de aplicación de carga. Esta solución permite regular la velocidad de desplazamiento, controlar la tasa de incremento de carga y garantizar una evolución estable del ensayo hasta rotura. El control de la velocidad resulta especialmente relevante en ensayos estructurales, ya que variaciones bruscas

pueden inducir efectos dinámicos no deseados o alterar la interpretación del comportamiento resistente del material.

La elección de un actuador eléctrico frente a soluciones manuales o sistemas hidráulicos simples responde a criterios de precisión, repetibilidad y trazabilidad experimental. En un entorno académico donde el objetivo es caracterizar el comportamiento mecánico con rigor técnico, resulta imprescindible minimizar incertidumbres asociadas al control de la carga aplicada. El actuador no solo constituye el elemento generador del esfuerzo, sino que forma parte de un sistema integrado donde movimiento y medición deben estar sincronizados.

Desde el punto de vista de la instrumentación, el banco de ensayos debe incorporar un conjunto de sensores que permitan registrar tanto el comportamiento global como el comportamiento local de la prótesis. En primer lugar, la inclusión de una célula de carga instalada en línea con el actuador garantiza la medición directa de la fuerza transmitida al componente. Este sensor convierte la deformación interna inducida por la carga en una señal eléctrica proporcional, permitiendo registrar en tiempo real la evolución de la fuerza aplicada durante todo el ensayo.

Sin embargo, la medición de fuerza por sí sola no resulta suficiente para caracterizar el comportamiento estructural. Es necesario complementar esta información con la medición del desplazamiento global del sistema. La incorporación de un sensor de desplazamiento lineal permite obtener la relación fuerza–desplazamiento, fundamental para determinar la rigidez estructural del conjunto, identificar el punto de pérdida de linealidad y cuantificar la energía absorbida hasta rotura. Esta medición proporciona una visión macroscópica del comportamiento del sistema bajo carga.

Para alcanzar un nivel de análisis más detallado, se contempla además la posibilidad de instalar una galga extensiométrica en una zona crítica previamente identificada de la prótesis. A diferencia del sensor de desplazamiento, que mide la deformación global del sistema, la galga extensiométrica permite registrar deformaciones locales en un punto específico del material. Este enfoque resulta coherente con los principios estudiados en elasticidad y resistencia de materiales, donde la relación entre tensión y deformación, descrita por la ley de Hooke en régimen elástico, permite estimar el estado tensional real del componente durante el ensayo. La combinación de mediciones globales y locales aporta una caracterización estructural más completa y rigurosa.

Otro aspecto determinante en el diseño del banco es el sistema de sujeción. La fijación de la prótesis debe garantizar una transmisión de carga coherente con el modelo teórico definido, evitando desplazamientos indeseados o concentraciones artificiales de tensión derivadas de un montaje inadecuado. El sistema de agarre debe permitir configuraciones distintas para ensayos de compresión axial, flexión y torsión, manteniendo siempre la alineación correcta entre el eje de aplicación de carga y la geometría del componente.

La decisión de realizar ensayos hasta rotura responde a un criterio de caracterización completa del comportamiento estructural. Limitar el ensayo a cargas de servicio podría proporcionar información parcial, pero no permitiría identificar el límite real del material ni analizar el modo de fallo. La observación del mecanismo de fractura, la aparición de deformación permanente o la pérdida de rigidez estructural constituyen datos fundamentales para evaluar la viabilidad mecánica de la prótesis.

Finalmente, el diseño del banco debe considerar aspectos relacionados con la seguridad estructural del propio sistema experimental. La estructura portante debe dimensionarse para soportar las cargas máximas previstas sin experimentar deformaciones significativas que puedan alterar las mediciones. Asimismo, deben contemplarse factores de seguridad adecuados para proteger tanto al operador como al equipo durante ensayos hasta fallo.

1.4 Objetivos generales y específicos

El objetivo principal del presente Trabajo de Fin de Grado es el diseño y desarrollo de un banco de ensayos destinado a la evaluación mecánica de prótesis de cadera canina para perros de raza grande, tomando como referencia la biomecánica de la articulación coxofemoral del Pastor Alemán. El sistema diseñado deberá ser capaz de reproducir de forma controlada las condiciones de carga representativas de la locomoción del animal, permitiendo la validación experimental de implantes sometidos a esfuerzos mecánicos similares a los que experimentan durante su servicio.

Para alcanzar este objetivo general, se establecen los siguientes objetivos específicos:

- Analizar la biomecánica de la locomoción canina mediante el estudio de la literatura científica especializada, identificando los parámetros cinéticos y cinemáticos más relevantes para la articulación coxofemoral del Pastor Alemán.

- Determinar las cargas de diseño que deberá reproducir el banco de ensayos, considerando tanto las fuerzas verticales asociadas al soporte del peso corporal como las componentes horizontales derivadas de los procesos de aceleración, desaceleración y propulsión.

- Definir las características geométricas y funcionales de la prótesis objeto de estudio a partir de modelos comerciales empleados en cirugía veterinaria, estableciendo los requisitos dimensionales necesarios para el diseño del sistema experimental.

- Diseñar la estructura portante del banco de ensayos, garantizando niveles adecuados de resistencia mecánica, rigidez estructural y estabilidad durante la aplicación de cargas.

- Seleccionar e integrar los componentes mecánicos necesarios para la aplicación y transmisión de carga, incluyendo el sistema de actuación, los elementos de guiado y los mecanismos de fijación de la prótesis.

- Diseñar el sistema de sujeción de la prótesis de manera que permita reproducir las condiciones de contorno definidas para el ensayo, asegurando una correcta transmisión de esfuerzos y evitando desplazamientos no deseados durante la experimentación.

- Incorporar la instrumentación necesaria para la monitorización de las variables mecánicas de interés, permitiendo el registro de la fuerza aplicada, el desplazamiento del sistema y otros parámetros relevantes para la caracterización estructural del implante.

- Desarrollar el modelo tridimensional completo del banco de ensayos mediante herramientas de diseño asistido por ordenador (CAD), verificando la correcta integración de todos los componentes y la viabilidad constructiva del conjunto.

- Validar estructuralmente el diseño propuesto mediante simulaciones numéricas por el método de los elementos finitos, evaluando el comportamiento mecánico de la estructura frente a las condiciones de carga definidas y comprobando el cumplimiento de los criterios de resistencia y seguridad establecidos.

Capítulo 2. PARÁMETROS DE DISEÑO DEL BANCO DE ENSAYOS

El diseño de un banco de ensayos destinado a la evaluación biomecánica de una prótesis canina de raza grande, concretamente un Pastor Alemán, requiere, en primer lugar, la definición precisa de los parámetros dinámicos que caracterizan su locomoción. Estos parámetros deben estar respaldados por evidencia científica cuantificada, con el fin de garantizar que el sistema diseñado reproduzca las condiciones de cargas más realistas y próximas a la del comportamiento fisiológico del animal.

Tras evaluar diferentes estudios científicos basados en la biomecánica de la locomoción canina, se ha demostrado que las cargas articulares y las fuerzas de reacción del suelo no pueden considerarse puramente estáticas, sino que tienen cierta variabilidad en función

del estado de movimiento. Las cargas articuladas que sufre la cadera no son las mismas si el perro está en un estado estacionario, o bien propulsionando o frenando. En cada diferente estado de la locomoción del canino hay una representación variable en función del régimen de movimiento. Por ello, es fundamental tener en cuenta todos estos diferentes escenarios y estudiarlos por separados en nuestro banco de ensayo para poder validar dicho implante. Por tanto, el presente capítulo establece los parámetros de diseño del banco de ensayos considerando los diferentes escenarios fundamentales:

El primero representa una condición de movimiento estable mejor conocido como estado estacionario en la que las fuerzas de reacción del suelo se mantienen dentro de un patrón cíclico repetitivo ya que no hay un cambio abrupto en la locomoción del perro, constituyendo así el caso de una carga constante cíclica. Por el contrario, la aceleración rápida desde reposo es un escenario totalmente distinto al mencionado previamente ya que corresponde a un escenario dinámico ya que esta caracterizado por un incremento significativo de las fuerzas propulsivas y una redistribución de cargas hacia los miembros posteriores. Ambos estados permiten establecer una base biomecánica sólida para la definición preliminar de los parámetros de dimensionamiento del banco de ensayos.

2.1 Parámetros de referencia del canino

Antes de diseñar el banco de pruebas, es necesario definir las características del modelo animal de referencia. Esto asegura que sus propiedades físicas y mecánicas están alineadas con los estudios científicos que sirven de base para este trabajo. Tanto Lee, Bertram y Todhunter como Walter y Carrier centraron sus investigaciones en perros de tamaño mediano a grande. En ambos casos, utilizaron perros con un peso de entre 25 y 35 kg, un rango que suele representar bien a perros grandes. Dado que el presente proyecto se basa en el estudio de un perro de raza grande tipo Pastor Alemán, se adopta como valor de referencia una masa corporal de 35 kg, situada dentro del intervalo superior analizado en los estudios citados. [1], [2], [3]

Por lo general, en el estudio de la biomecánica locomotora, lo más usual es expresar las fuerzas de reacción del suelo en múltiplos del peso corporal (Body Weight, BW), lo que permite la comparación entre individuos de distinta masa. [1], [2], [3]

En consecuencia, el peso corporal del modelo de referencia se calcula como:

Ecuación 1, peso

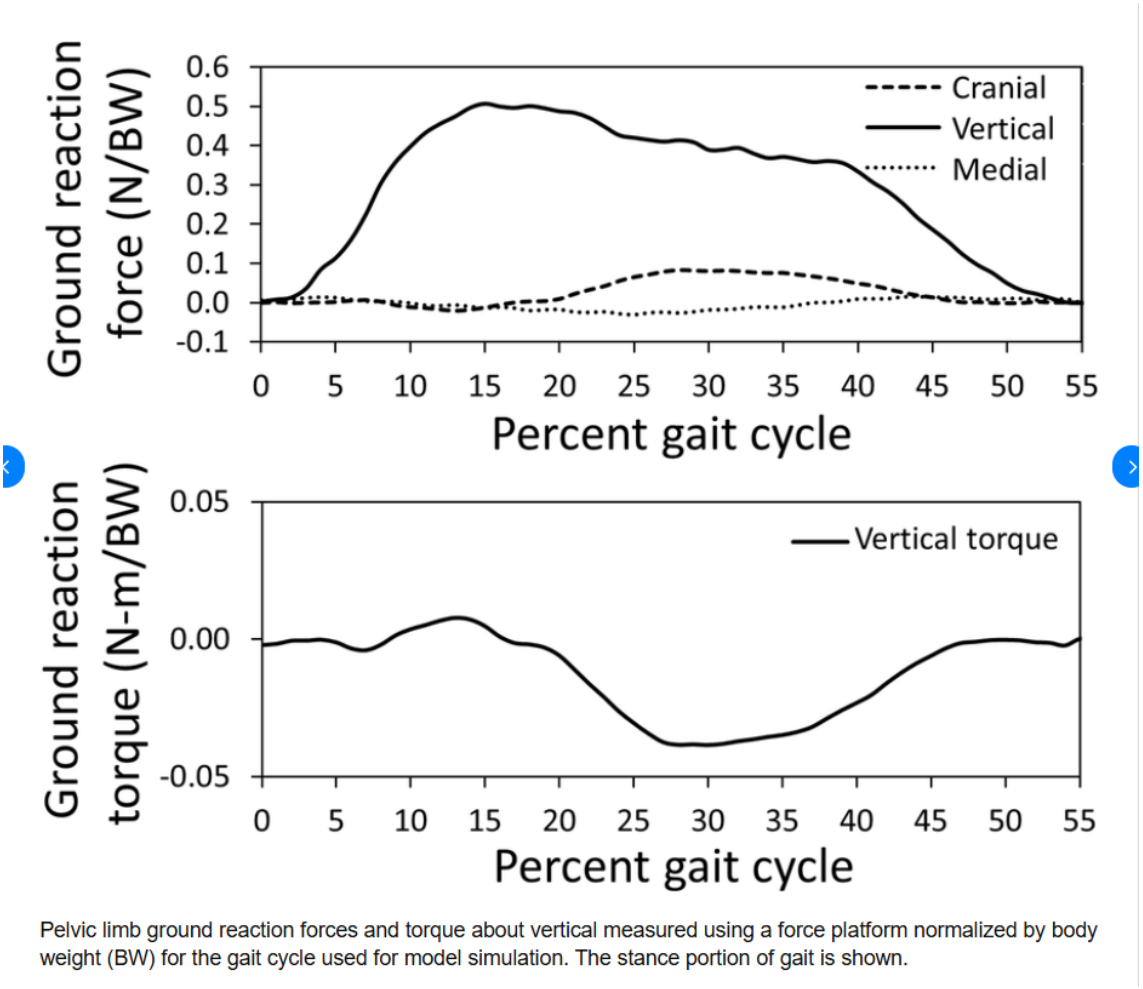
$$W = m \cdot g \qquad 1$$

$$W = 35\,kg \cdot 9.81\frac{m}{s^2} \qquad 1$$

$$W = 343\,N \qquad 1$$

Este valor servirá como magnitud base para la conversión de las fuerzas normalizadas reportadas en la literatura (en BW) a valores absolutos en Newton, necesarios para el dimensionamiento estructural del banco de ensayos.

Ilustración 1, Fuerzas de reacción del suelo en la extremidad posterior



Pelvic limb ground reaction forces and torque about vertical measured using a force platform normalized by body weight (BW) for the gait cycle used for model simulation. The stance portion of gait is shown.

Para diseñar el banco no basta con aplicar una fuerza de compresión vertical. Si observamos las curvas típicas de fuerza en la **ilustración 1**, cuando la extremidad posterior del perro apoya en el suelo se generan dos cargas principales: la fuerza vertical (Fv) relacionada con el soporte del peso, y la fuerza horizontal (Fh). Esta fuerza horizontal primero desacelera al animal al apoyar la pata y luego cambia de dirección para impulsarlo. Por tanto, el banco de pruebas debe ser capaz de reproducir estas fuerzas combinadas si queremos simular de forma realista las solicitaciones mecánicas que sufrirá la prótesis de cadera. [1], [2]

Tabla 1, Parámetros

PARAMETRO	VALOR
MASA CORPORAL	35 KG
PESO CORPORAL	343N
RAZA	PASTOR ALEMAN

2.2 Fuerzas verticales en locomoción en estado estacionario

Se analizaron las fuerzas de reacción del suelo en perros durante el trote en régimen estable; como se mencionó previamente, esto implica que no hay un cambio abrupto en el estado de movimiento del animal y que nos encontramos en un régimen de carga repetitiva durante esta fase de la locomoción. [2]

En estas condiciones, la fuerza vertical máxima durante la fase de apoyo alcanza valores comprendidos entre 1.3 y 1.5 veces el peso corporal por miembro. Para el presente estudio se adopta el valor de 1.5, con el objetivo de considerar la situación más exigente e introducir un margen de seguridad adecuado. [2]

Esto implica que, para un perro de 35 kg:

Ecuación 2, fuerza de reacción vertical máxima

$$Fv = 1.5 \cdot BW \quad (2)$$

$$Fv = 1.5 \cdot 343\ N \quad (2)$$

$$Fv = 515\ N \quad (2)$$

Este valor se utilizará como referencia para el dimensionamiento preliminar del sistema de aplicación de carga y para la definición de las condiciones de contorno empleadas en el análisis estructural.

Debido a lo mencionado previamente, el banco de ensayos debe ser capaz de reproducir, como mínimo, la carga vertical calculada de 515 N. Biomecánicamente, las extremidades anteriores soportan una fracción mayor del peso corporal total al contribuir principalmente a la absorción del impacto y a la estabilización, mientras que las extremidades posteriores son responsables de generar la fuerza propulsiva que impulsa el desplazamiento hacia adelante. [2]

No obstante, esta distribución de cargas no permanece constante durante todas las fases del movimiento. En situaciones dinámicas como la aceleración desde reposo o los cambios bruscos de velocidad, se genera una gran redistribución de las cargas que actúan sobre cada miembro. En estas circunstancias, las extremidades posteriores asumen un papel clave, ya que son dominantes en la generación de impulso, lo que genera un aumento de las cargas transmitidas a través de la región de la cadera [2], [3].

Desde el punto de vista del diseño del banco de ensayos, este fenómeno biomecánico previamente mencionado tiene consecuencias directas en el planteamiento del sistema experimental. Es fundamental que nuestro banco de ensayos pueda replicar meticulosamente la variabilidad en la distribución de dichas cargas entre las distintas extremidades y las modificaciones que se producen durante las diferentes fases del movimiento, y no solo considerar únicamente una magnitud de carga representativa del peso corporal.

Esta consideración resulta extremadamente relevante en el presente estudio, dado que el objetivo del banco de ensayos es reproducir condiciones de carga representativas del comportamiento biomecánico real de la articulación de la cadera en pastores alemanes.

2.3 Componentes horizontales de la fuerza de reacción del suelo

Además de la componente vertical asociada al soporte del peso corporal, las fuerzas de reacción del suelo que actúan sobre las extremidades durante la locomoción presentan también componentes horizontales que desempeñan un papel esencial en la dinámica del movimiento. Estas componentes están directamente relacionadas con los procesos de aceleración, desaceleración y mantenimiento de la velocidad durante el desplazamiento del animal. [2], [3]

En estas circunstancias, las extremidades posteriores asumen un papel clave, ya que son dominantes en la generación de impulso, lo que genera un aumento de las cargas transmitidas a través de la región de la cadera. [2], [3]

Sin embargo, la situación cambia de forma significativa cuando el animal experimenta fases dinámicas de aceleración o desaceleración. En estos casos, las fuerzas horizontales adquieren una magnitud considerablemente mayor, ya que deben proporcionar el impulso necesario para modificar la velocidad del centro de masas del cuerpo.

En particular, las extremidades posteriores generan fuerzas propulsivas dirigidas hacia atrás contra el suelo, que se traducen en una aceleración del animal hacia adelante. Walter y Carrier analizaron específicamente el comportamiento dinámico de perros durante aceleraciones rápidas desde reposo y observaron que las fuerzas propulsivas generadas por los miembros posteriores pueden multiplicarse varias veces respecto a los valores registrados durante el trote estable. [3], [6]

Este incremento de la componente horizontal de la fuerza implica la aparición de solicitaciones combinadas sobre las estructuras articulares, en las que la carga vertical asociada al peso corporal se superpone con esfuerzos tangenciales derivados de la propulsión. Desde una perspectiva de ingeniería estructural, este fenómeno resulta

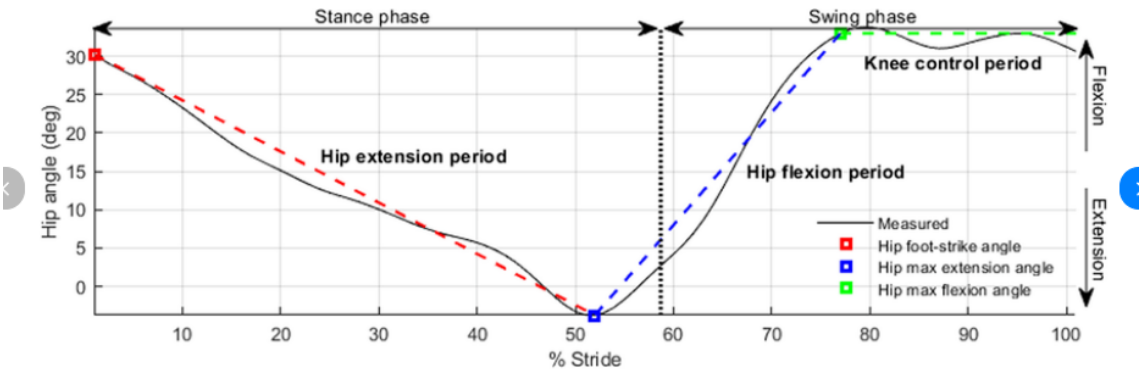
especialmente relevante para el diseño del banco de ensayos propuesto en el presente trabajo. Si el sistema experimental se diseñará considerando únicamente cargas verticales, se produciría una subestimación significativa de las solicitaciones reales que experimenta la articulación de la cadera durante la locomoción.

Por este motivo, el banco de ensayos debe ser capaz de reproducir no solo cargas axiales asociadas al peso corporal, sino también la acción simultánea de componentes horizontales representativas de los esfuerzos propulsivos y de frenado que aparecen en condiciones dinámicas.

Tabla 2, esfuerzos propulsivos y de frenado

COMPONENTE	VALOR ADOPTADO
VERTICAL	515N
HORIZONTAL	102.9
CASO DE ESTUDIO	ACELERACIÓN

Ilustración 2, Movimiento angular de la articulación coxofemoral (Cadera)



Three hip angle periods during gait cycle: hip rotation toward negative angle (extension), hip rotation toward positive angle (flexion), constant angle. Measured curve is the average of 100 strides in the development group

Las dimensiones y carreras del mecanismo del banco se calcularon a partir del movimiento real del animal. Como se detalla en la curva cinemática de la **ilustración 2**, los estudios de captura de movimiento en 3D aplicados a Pastores Alemanes por Surer et al. reflejan que la cadera opera de forma continua en un rango angular de aproximadamente 31°. La articulación parte de una flexión máxima cercana a los 40° durante el ciclo y progresa de forma sinusoidal hasta una extensión máxima de 71°. Con estos límites cinemáticos determiné el recorrido angular del actuador para garantizar que el sistema mecánico no sufra bloqueos o sobre carreras durante los ensayos. [5]

2.4 Rango de movimiento de la articulación coxofemoral

Además de las fuerzas que actúan sobre la articulación, otro parámetro fundamental para el diseño del banco de ensayos es el rango de movimiento que experimenta la cadera durante la locomoción normal del animal. Este parámetro determina directamente el desplazamiento angular que deberá reproducir el actuador con el fin de simular de forma realista el movimiento de la articulación. [4], [5]

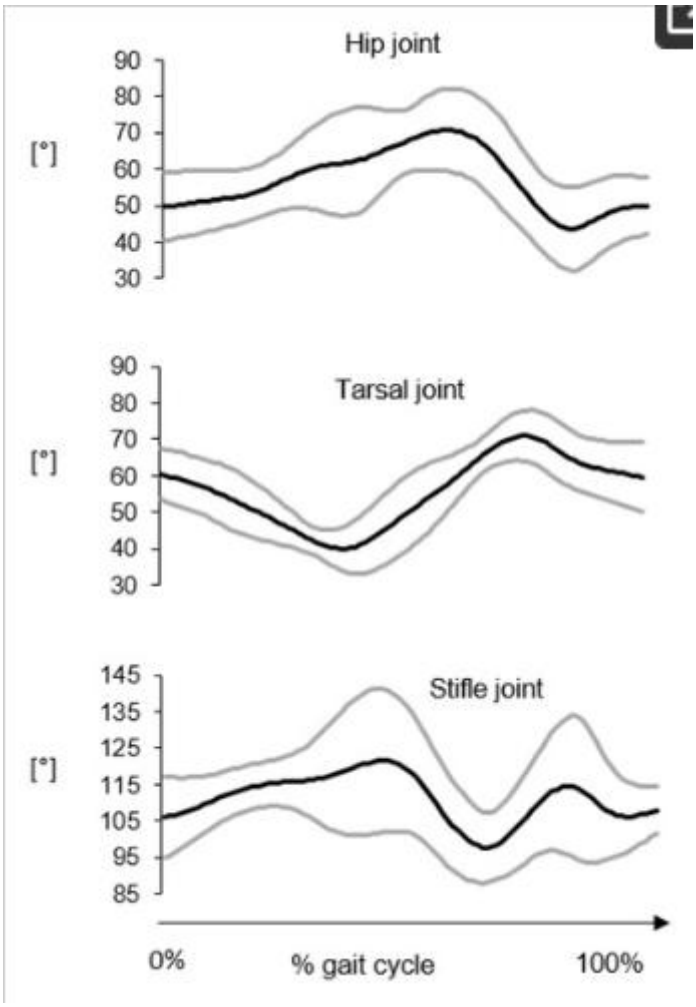
Mediante los estudios de análisis cinemático-realizados en perros de raza Pastor Alemán realizando técnicas de captura de movimiento 3D han permitido describir con precisión el comportamiento angular de la cadera durante la marcha. Según el protocolo de análisis de la marcha desarrollado por Surer et el ángulo mínimo de flexión de la cadera durante la fase de apoyo se sitúa aproximadamente en 40°, mientras que el ángulo máximo de extensión alcanza valores cercanos a 71°. Esto implica que el rango real de movimiento de la articulación coxofemoral es de unos 31° durante la marcha normal del canino. [4]

Este rango corresponde al movimiento funcional que la articulación realiza durante la marcha fisiológica del animal. No obstante, la cadera del perro puede estirarse físicamente hasta los 150°, estos son límites extremos que no se usan al caminar. Por eso, no tomaremos en cuenta ese dato, ya que no es relevante para el movimiento que estamos estudiando.

Por este motivo, en el diseño del banco de ensayos se adoptará exclusivamente el rango dinámico observado durante la marcha natural, ya que este representa con mayor puntualidad las condiciones biomecánicas reales a las que se ve sometida la articulación. Por ello, el sistema de actuación del banco deberá ser capaz de reproducir un movimiento angular aproximado de 31°, correspondiente al desplazamiento angular de la cadera durante el ciclo de marcha (Surer et al., 2020).

La correcta definición de este parámetro resulta esencial para la programación del actuador del sistema, dado que condiciona tanto el desplazamiento angular requerido como la trayectoria que deberá seguir el mecanismo durante la simulación del ciclo de movimiento. [5].

Ilustración 3, rango de movimiento de la articulación coxofemoral



Para diseñar el modelo mecánico, tomé como referencia los datos de movimiento reales de la raza. Según el análisis de marcha en 3D que realizaron Colborne et al, la cadera de un Pastor Alemán se mueve de forma cíclica y continua al trotar. Al mirar la gráfica, se observa que cuando la pata apoya en el suelo (que es el momento donde soporta más peso), la articulación se flexiona hasta alcanzar un ángulo de unos 95° a 100°.

Después, para dar el impulso hacia adelante, la cadera se extiende por completo llegando hasta los 130° o 135°. Estos valores me sirven para fijar los límites de movimiento que debe soportar la estructura de mi diseño. [4]

2.5 Parámetros de velocidad (espacio recurrido en un intervalo de tiempo) durante la locomoción

Además de los ángulos de movimiento, al diseñar el banco de pruebas hay que considerar cuánto tiempo tarda el animal en dar cada paso. Estos parámetros son fundamentales porque permiten determinar la frecuencia movimiento real del perro y, por tanto, la velocidad a la que el actuador deberá simular el movimiento de la articulación. [3], [4]

Los análisis experimentales realizados en perros de raza Pastor Alemán han permitido definir exactamente cuántos pasos da el Pastor Alemán y cuánto tiempo dura cada uno. De acuerdo con los resultados reportados por Surer et al. la cadencia media de locomoción en esta raza se sitúa en aproximadamente 158,7 ± 21,7 pasos por minuto. [7]

A partir de esta frecuencia de pasos es posible determinar el tiempo característico de una zancada completa. Los mismos autores indican que el tiempo promedio de un ciclo de zancada es de aproximadamente 0,8 ± 0,08 segundos. Este valor representa el intervalo temporal necesario para que una extremidad complete una secuencia completa de propulsión hasta que apoya la pata nuevamente durante la locomoción. [3]

Desde el punto de vista del diseño del banco de ensayos, este parámetro permite estimar la frecuencia de funcionamiento necesaria para reproducir el movimiento natural de la articulación. Considerando un tiempo de ciclo cercano a 0,8 s, la frecuencia de oscilación correspondiente se sitúa aproximadamente en torno a 1,25 Hz. Este dato se obtiene implementando la formula:

Ecuación 3, ecuación de la frecuencia

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.8} = 1.25\ Hz \qquad 3$$

Este parámetro resulta fundamental para la programación del actuador, ya que define la frecuencia necesaria para reproducir de forma aproximada el ciclo de marcha del animal.

2.6 Velocidad de locomoción representativa

Otro parámetro relevante en el análisis biomecánico de la locomoción canina es la velocidad de desplazamiento del animal, ya que esta influye directamente en la magnitud de las fuerzas que actúan sobre las extremidades y en el comportamiento dinámico de la cadera.

Los estudios experimentales sobre la marcha del Pastor Alemán indican que la velocidad de locomoción puede variar significativamente en función del tipo de movimiento que esté realizando el animal. De acuerdo con los resultados reportados por Surer et al. [4] la velocidad característica de la marcha natural se sitúa aproximadamente en torno a 1,3 m/s. Sin embargo, cuando el animal adopta un patrón de trote estable, la velocidad aumenta considerablemente, alcanzando un intervalo de valores entre 2,1 y 2,2 m/s.

Estas diferencias en la velocidad de desplazamiento se reflejan también en el comportamiento dinámico de las fuerzas de reacción del suelo y en la distribución de cargas entre las extremidades. A velocidades más elevadas, las solicitaciones mecánicas sobre las articulaciones tienden a aumentar debido a la mayor aceleración del centro de masas del animal y al incremento de las fuerzas propulsivas generadas por los miembros posteriores.

En el contexto del presente trabajo, estos valores se utilizan como referencia para definir las condiciones representativas de locomoción que deberán ser reproducidas por el banco de ensayos. En particular, el trote estable constituye una condición de interés relevante desde el punto de vista biomecánico, ya que combina un patrón de movimiento cíclico relativamente estable con niveles de carga superiores a los observados durante la marcha lenta.

2.7 Carga máxima de diseño del banco de ensayos

Aunque los valores de fuerza obtenidos durante la locomoción normal proporcionan una referencia adecuada para describir las condiciones a las que está sometida la articulación, el diseño de un banco de ensayos destinado a validar prótesis o implantes requiere considerar también escenarios de carga más exigentes para obtener un margen de seguridad adecuado.

En el desarrollo de bancos de pruebas de fatiga y rotura para dispositivos médicos, es habitual emplear cargas superiores a las registradas en condiciones normales de locomoción con el fin de simular situaciones críticas y garantizar la resistencia estructural del sistema ante ciclos repetitivos de carga. Debido a ello, Anaya Guerrero et al. describe el diseño de un banco de pruebas biomecánico en el que se aplican cargas de hasta 2000 N para la evaluación de componentes ortopédicos sometidos a esfuerzos dinámicos.

Este valor representa una carga significativamente superior al peso corporal del animal de referencia considerado en el presente estudio. Si se compara con el peso aproximado de un perro de 35 kg, equivalente a unos 343 N, la carga de 2000 N corresponde a un nivel de solicitación superior a cinco veces el peso corporal.

La adopción de este valor como carga máxima de diseño introduce un margen de seguridad adecuado para el dimensionamiento estructural del banco de ensayos. De esta manera, el sistema experimental será capaz de reproducir no solo las condiciones de carga asociadas a la locomoción normal, sino también escenarios de esfuerzo más exigentes que podrían aparecer durante movimientos bruscos, aceleraciones intensas o impactos durante diferentes activades del canino.

2.8 Frecuencia operativa del sistema experimental

Finalmente, otro aspecto con relevancia a tener en cuenta en el diseño del banco de ensayos es la obtención del rango de frecuencias de operación del sistema experimental. Este parámetro está directamente relacionado con la velocidad de movimiento del actuador y con la estabilidad de la estructura del banco de pruebas ya que es fundamental evitar vibraciones excesivas o cualquier tipo de movimiento dinámica del banco por efecto del motor.

Basándonos en los estudios sobre bancos de ensayo biomecánicos, se indica que el sistema mecánico debe operar dentro de un rango de frecuencias que permita reproducir el movimiento fisiológico sin que sean excesivos y causen fenómenos de resonancia estructural, que son vibraciones excesivas que causan defectos que puedan afectar a la precisión del ensayo. Según lo mencionado en el desarrollo de bancos de pruebas de fatiga para dispositivos médicos, los datos recogidos por Surer et al, se recomienda que el sistema funcione dentro de un intervalo aproximado entre 1 y 5 Hz. [4], [6]

Este rango de frecuencias resulta adecuado para simular diferentes condiciones de locomoción del animal. Los valores cercanos a 1 Hz permiten reproducir movimientos asociados a la marcha lenta, mientras que frecuencias superiores se aproximan a las condiciones de trote estable o a situaciones dinámicas más exigentes.

Por lo tanto, el banco de pruebas debe diseñarse para que el motor pueda trabajar en ese rango de frecuencia admitida. Así, lograremos simular la locomoción del perro de forma controlada sin que la estructura se vuelva inestable o vibre demasiado.

Capítulo 3. DISEÑO CONCEPTUAL Y DESARROLLO DEL BANCO DE ENSAYOS

3.1 Introducción al diseño del banco

El siguiente paso consiste en desarrollar el banco de ensayos basándonos en los parámetros biomecánicos establecidos previamente para poder reproducir, de la forma más próxima a la realidad, los esfuerzos que sufre la cadera canina durante la locomoción, y a su vez, poder validar la prótesis de interés para este estudio.

El diseño del banco de ensayos se desarrolló teniendo como criterio principal la reproducción de las condiciones mecánicas representativas de la articulación coxofemoral canina. Para ello se priorizaron aspectos como la modularidad de la estructura, la facilidad de fabricación, la rigidez del conjunto y la posibilidad de incorporar diferentes sistemas de instrumentación en futuras fases experimentales.

El objetivo del banco de ensayos no es únicamente una estructura de soporte, sino como un sistema capaz de transmitir cargas dinámicas de manera controlada. Es fundamental que, a su vez, el banco mantenga la estabilidad estructural y evitar a todo costo que la estructura entre en resonancia, haya vibraciones excesivas o deformaciones graves. [8,9]

El objetivo principal de este apartado es describir el proceso seguido para el diseño del banco de ensayos, desde las primeras ideas hasta la configuración actual, justificando cada una de las decisiones adoptadas en función de la viabilidad del montaje, los objetivos mecánicos y estructurales, y el cumplimiento con los objetivos principales de nuestro estudio. [8], [9]

3.2 Requisitos de diseño

El diseño del banco de ensayos está directamente condicionado por los parámetros biomecánicos definidos previamente. Por ello, la estructura debe ser capaz de soportar cargas cíclicas de magnitud de 515 N en condiciones de marcha normales, y también, cargas máximas que pueden alcanzar valores cercanos a 2000 N en situaciones más exigentes durante el ciclo de marcha del canino. [2], [3], [4]

A su vez, el sistema tiene que ser capaz de reproducir un movimiento dinámico con una frecuencia comprimida aproximadamente entre el rango de 1 y 5 Hz, lo que implica que la estructura estará sometida a cargas repetitivas que pueden provocar fatiga sobre la estructura o vibraciones excesivas no deseadas. [4], [5]

Por otro lado, es fundamental que el banco contenga un sistema de apoyo que debe permitir el correcto anclaje de la prótesis y también un sistema móvil que también

sostenga el actuador que aplique las cargas en dirección vertical, simulando el comportamiento real de la articulación durante la marcha. Para ello, se han priorizado la alta rigidez estructural y la estabilidad frente a cargas dinámicas, incluyendo además un montaje sencillo y modificable que aseguren la viabilidad de llevar a cabo este prototipo del banco de ensayos. [7], [8], [9]

Tabla 3, Resumen de ventajas e inconvenientes de las propuestas de diseño evaluadas

DISEÑO	**VENTAJAS**	**INCONVENIENTES**	**MOTIVO DE DESCARTE**
CONCEPTO1	SIMPLE	RIGIDEZ INSUFICIENTE	DESCARTADO POR DEFORMACIONES ELEVADAS
CONCEPTO 2	MAYOR ACCESIBILIDAD	MAYOR COMPLEJIDAD CONSTRUCTIVA	DESCARTADO POR ELEVADO NUMERO DE UNIONES
CONCEPTO 3	MAYOR ESTABILIDAD	MAYOR COSTE	DESCARTADO POR SOBREDIMENSIONAMIENTO
DISEÑO FINAL	EQUILIBRIO GLOBAL	MAYOR NUMERO DE COMPONENTES	EQUILIBRIO ENTRE RIGIDEZ, ACCESIBILIDAD Y COSTE

Todos estos requisitos constituyen la base del proceso de diseño desarrollado en los apartados siguientes y justifican las decisiones adoptadas durante el desarrollo del banco de ensayos.

3.3 Revisión de soluciones existentes y elección de perfiles

Durante la fase inicial del diseño, se llevó a cabo una búsqueda de soluciones existentes tanto en trabajos académicos como en aplicaciones industriales. Sin embargo, la mayoría de los documentos encontrados describían los bancos de ensayos de forma general, sin detallar completamente su construcción.

Sin embargo, se pudo identificar que el uso de los perfiles de aluminio tipo T-slot es muy común en bancos de ensayos con objetivos similares al nuestro. Esto se debe a que este tipo de perfiles presenta varias ventajas que lo hacen especialmente adecuado para llevar a cabo el montaje del banco. [7], [8]

En primer lugar, permite un montaje modular mediante uniones mecánicas normalizadas, lo que facilita tanto el ensamblaje inicial como futuras modificaciones o ampliaciones del banco de ensayos sin necesidad de mecanizar nuevamente la estructura. [9], [15]

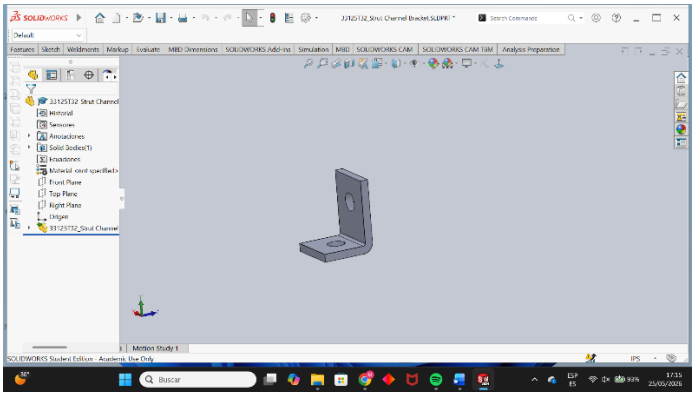
La elección de perfiles modulares de aluminio frente a estructuras soldadas responde principalmente a criterios de modularidad, facilidad de montaje, disponibilidad comercial y posibilidad de realizar modificaciones sin necesidad de fabricar nuevamente la estructura.

Ilustración 4, perfil de aluminio T-slot 45x45 mm utilizado como referencia para el diseño del bastidor



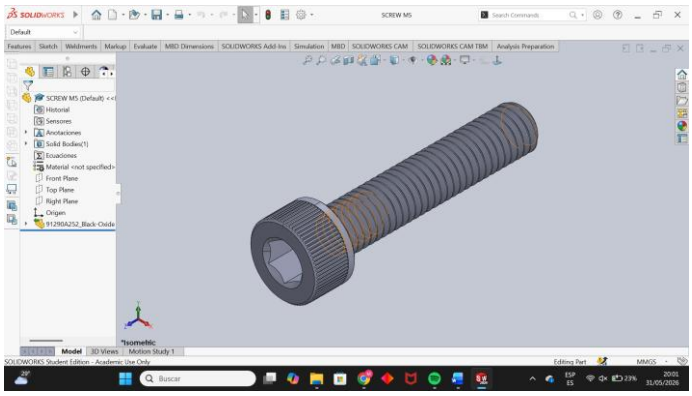
Fuente: RS components

Ilustración 5, accesorios normalizados para perfiles T-slot (escuadras)



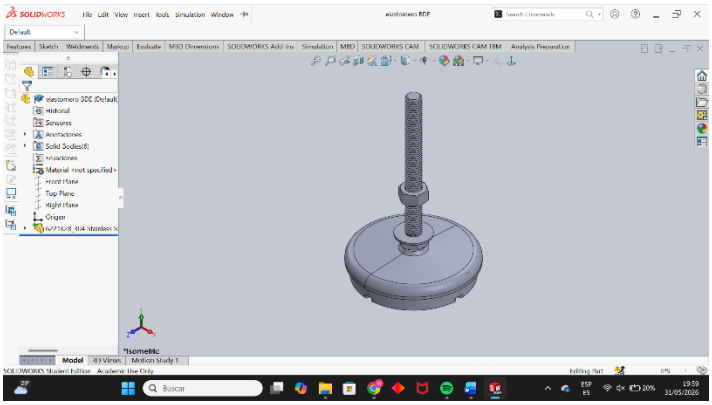
Fuente: RS components

Ilustración 6, accesorios normalizados para perfiles T-slot (tornillos M8)



Fuente: RS components

Ilustración 7, accesorios normalizados para perfiles T-slot (elastómero amortiguador)



Fuente: RS components

3.4 Evolución conceptual del diseño

Durante las primeras fases del proyecto, el diseño del banco de ensayos se planteó como una estructura totalmente solida apoyada directamente sobre el suelo. La idea inicial consistía en desarrollar un bastidor elevado mediante perfiles estructurales, con una configuración similar a una jaula rígida donde la prótesis se situaría aproximadamente en la zona central de la estructura y el actuador se instalaría en la parte superior.

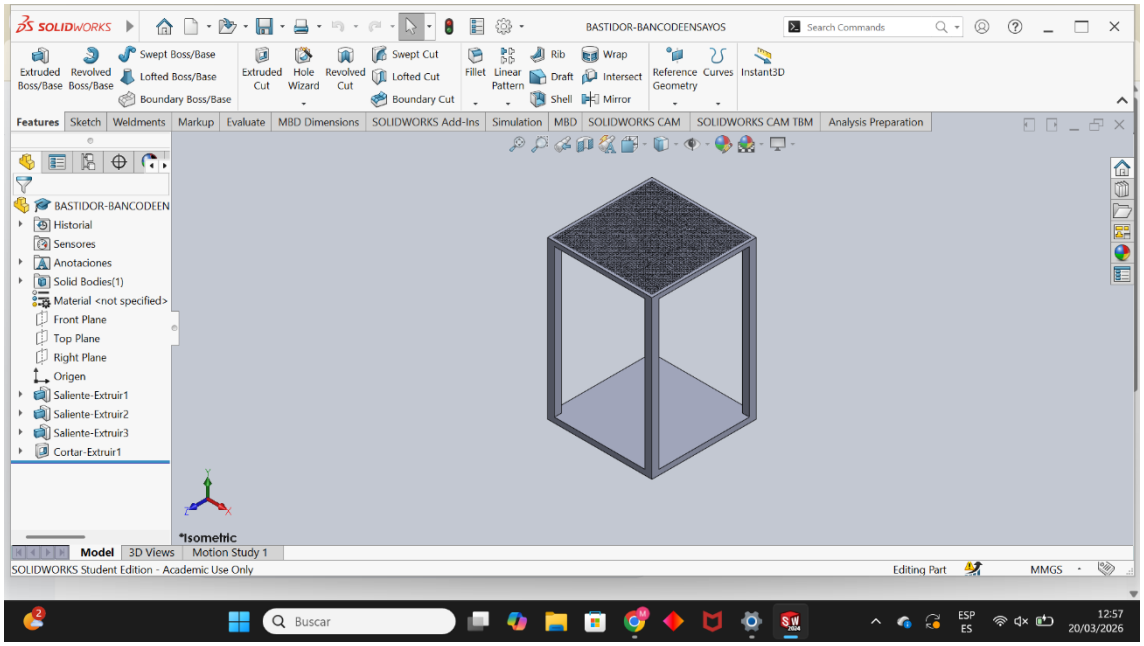
Este primer planteamiento partía de una idea relativamente sencilla: crear una estructura capaz de soportar las cargas generadas durante los ensayos sin necesidad de utilizar elementos externos de apoyo. Para ello, se diseñó una base cuadrada de grandes dimensiones sobre la que se disponían varias columnas verticales unidas mediante travesaños y refuerzos diagonales.

Sin embargo, a medida que el diseño fue evolucionando y se analizaron con mayor detalle las condiciones reales de utilización del banco, comenzaron a identificarse diversas limitaciones asociadas a esta configuración. La primera y una de las más fundamentales de ellas estaba relacionada con la accesibilidad de montaje. Al tratarse de una estructura elevada y relativamente estrecha, las operaciones de montaje, ajuste y sustitución de la prótesis resultaban poco cómodas para trabajar sobre dicho banco de ensayos.

El análisis preliminar permitió prever que la configuración inicial presentaría una estabilidad insuficiente frente a los momentos flectores generados durante la aplicación de cargas cíclicas, aumentando el riesgo de deformaciones excesivas del conjunto.

Otro aspecto relevante fue la necesidad de considerar cómo se utilizaría realmente el banco de ensayos en el laboratorio. Inicialmente el diseño se había desarrollado desde un punto de vista puramente estructural, sin prestar suficiente atención a factores relacionados con la facilidad de trabajo y montaje. Tras analizar el procedimiento experimental previsto, se concluyó que el operador necesitaría acceso directo tanto a la prótesis como a los diferentes sistemas de fijación, sensores y elementos necesarios para obtener la información del estudio realizado. Como consecuencia de todo ello, se decidió replantear completamente la filosofía del diseño.

Ilustración 8, boceto inicial del diseño



3.5 Rediseño del bastidor

A partir de los problemas detectados en el diseño inicial que fueron previamente mencionados, se desarrolló una nueva configuración estructural, que es la que se ha implementado en el modelo de SolidWorks. El nuevo diseño se basa en una estructura más robusta, con una base cuadrada de 80x80 cm, lo que garantiza la estabilidad del sistema. A partir de esta base, se eleva la estructura hasta una altura aproximada de 80–85 cm.

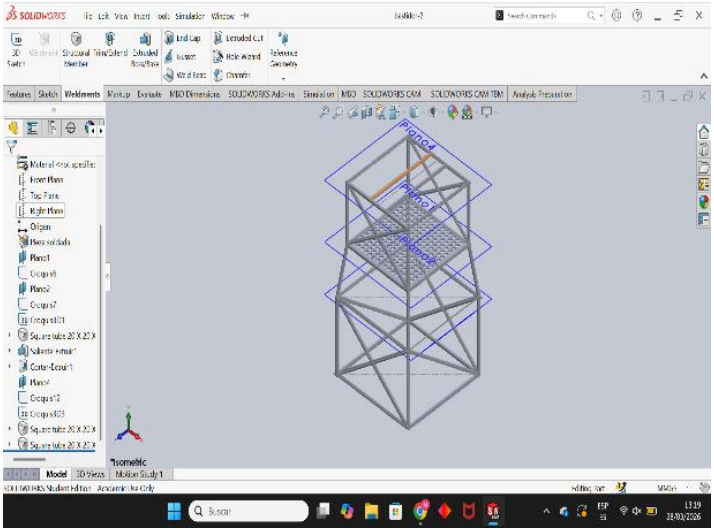
Uno de los cambios más importantes respecto al diseño inicial ha sido la reducción de la sección en la parte superior, generando una geometría no completamente vertical. Este nuevo diseño reduce el efecto de los momentos flectores generados por el actuador en la estructura y permite mejorar la distribución de cargas para evitar que haya una deformación excesiva en el banco. [9]

Además, se han incorporado refuerzos diagonales en forma de "X" en diferentes caras del bastidor, que dividen los marcos rectangulares en dos triángulos equiláteros. El propósito de la triangulación es clave desde el punto de vista estructural, ya que transforma los esfuerzos verticales generados por el actuador sobre el sistema en fuerzas de tracción o compresión dentro de las barras, evitando la generación de momentos flectores, reduciendo así mismo la deformación del conjunto significativamente y aumentando la rigidez global del banco de ensayos. [8], [9]

Este tipo de configuración es ampliamente utilizada en estructuras sometidas a cargas dinámicas, precisamente por su capacidad para evitar vibraciones y mejorar la estabilidad, que es lo que se busca obtener en dicho diseño. [8],

La configuración final del bastidor permite distribuir las cargas aplicadas por el actuador a través de toda la estructura, reduciendo la aparición de concentraciones de tensión localizadas y aumentando la estabilidad global del conjunto.

Ilustración 9, primer diseño



El rediseño del bastidor se llevó a cabo con el objetivo de aumentar la rigidez global de la estructura, reducir posibles deformaciones bajo carga y mejorar la distribución de esfuerzos entre los diferentes perfiles estructurales.

3.6 Sistema de fijación de la prótesis

Para poder fijar y sujetar la prótesis, ya que es el elemento inmóvil de nuestro sistema, se ha diseñado una placa metálica de aproximadamente 60x60 cm, la cual actúa como superficie de apoyo para la prótesis. Dicha placa metálica contiene agujeros de 12 mm de diámetro que se utilizaran posteriormente para atornillar el sistema de fijación de la prótesis.

La prótesis no se fija directamente a la estructura, sino mediante una mordaza atornillada a dicha placa. Este sistema permite asegurar la pieza de forma firme, evitando desplazamientos durante el ensayo, pero al mismo tiempo facilita su ajuste ya que simplemente va atornillada a dicha estructura.

Se opto por dicho sistema de fijación porque evaluándolo desde el punto de vista experimental, permite adaptar el banco a diferentes configuraciones sin necesidad de modificar el bastidor. La selección de este componente comercial permite garantizar una elevada repetibilidad en la fijación de la prótesis, además de reducir el coste de fabricación respecto a un elemento diseñado específicamente para este proyecto. [10]

Como consecuencia de todo ello, se decidió replantear completamente la filosofía del diseño. En lugar de desarrollar una estructura apoyada sobre el suelo, se optó por utilizar una mesa de trabajo como elemento base del sistema. Esta decisión permitió reducir

significativamente la altura total del conjunto, mejorar la accesibilidad y aumentar la estabilidad global del banco.

A partir de esta nueva filosofía de diseño se desarrolló una segunda propuesta mucho más compacta, en la que la estructura principal se apoya sobre una placa metálica rigidizada mediante perfiles de aluminio tipo T-slot. Esta configuración permite distribuir mejor las cargas, simplifica el montaje y facilita la incorporación de nuevos elementos durante futuras fases de desarrollo.

La evolución desde el diseño inicial hasta la configuración definitiva permitió comprender que el diseño de un banco de ensayos no debe centrarse únicamente en la resistencia estructural, sino también en aspectos relacionados con la estabilidad dinámica, la facilidad de utilización, el modularidad y la capacidad de adaptación a futuras modificaciones.

Ilustración 10, vista isométrica del bastidor definitivo.

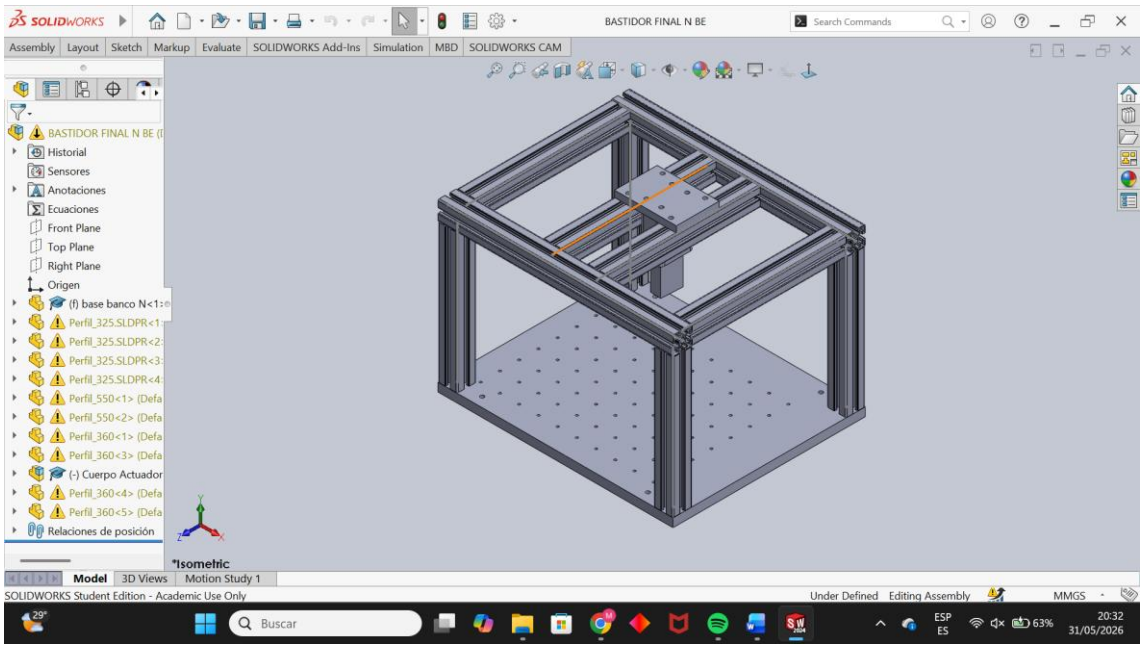


Ilustración 11, vista frontal

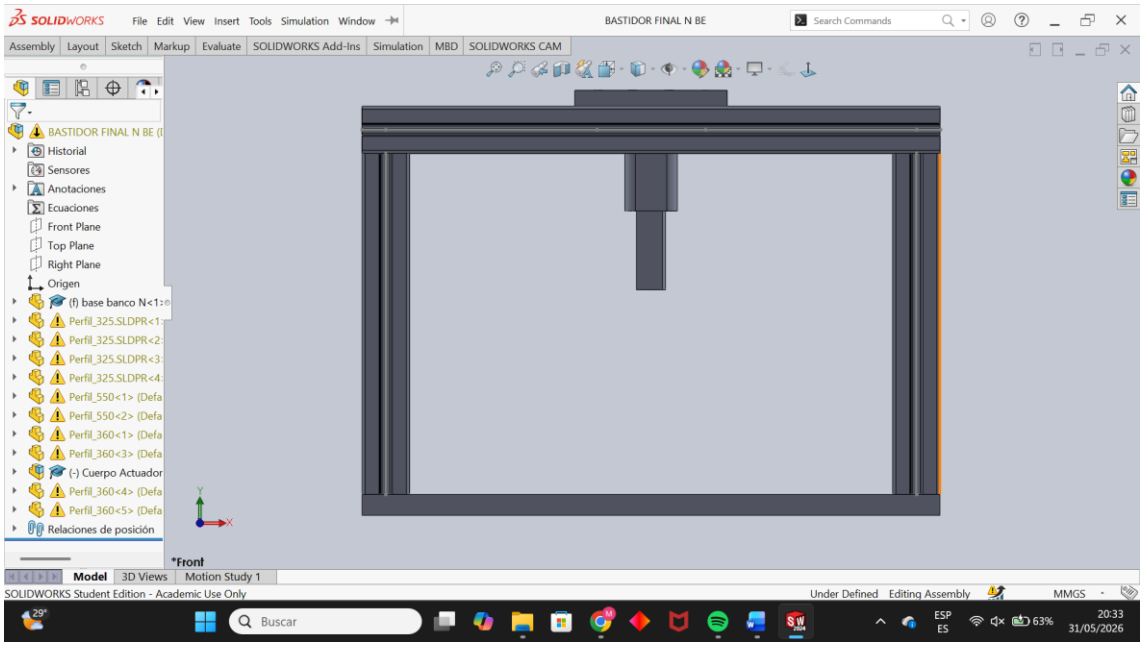


Ilustración 12, vista superior

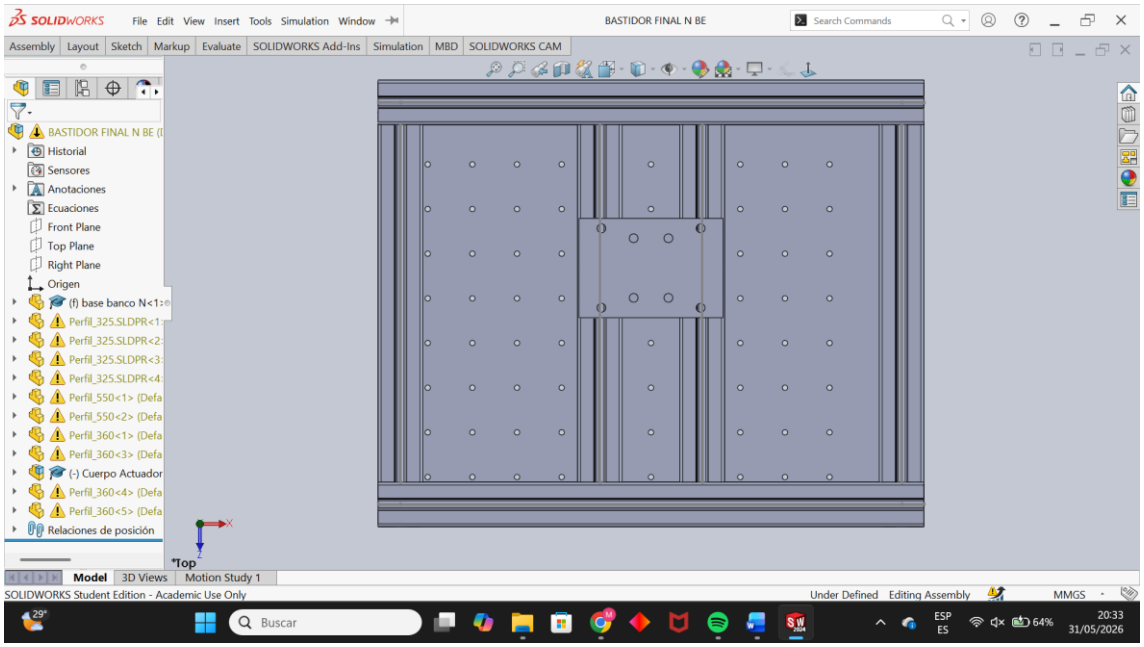
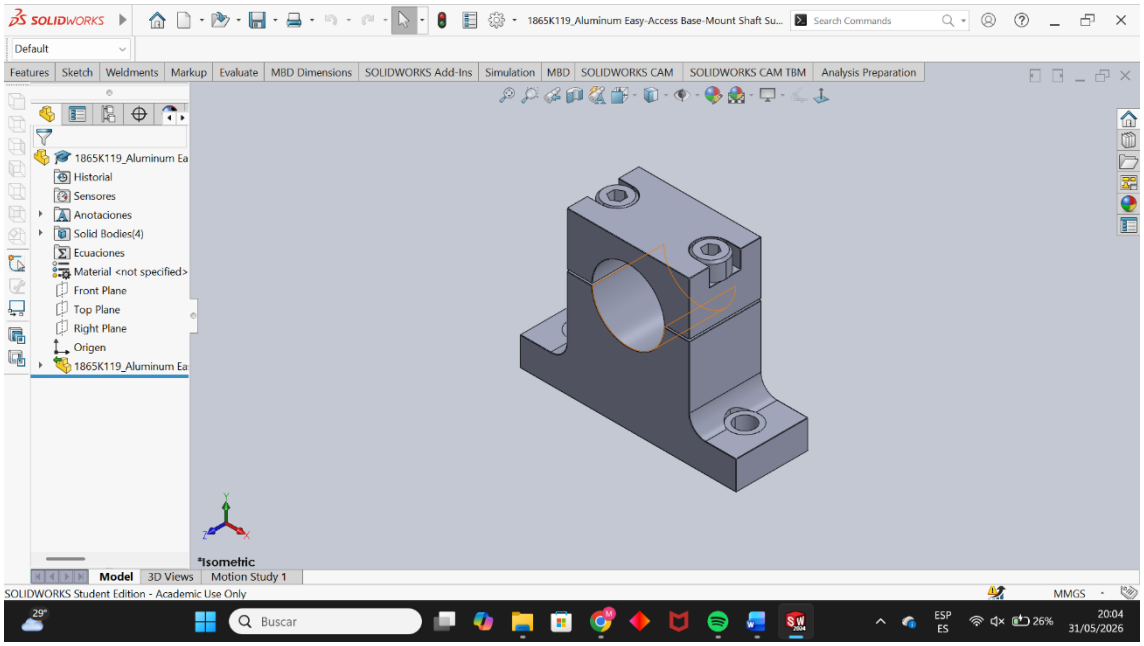


Ilustración 13, mordaza normalizada McMaster-Carr



El sistema de fijación fue diseñado para garantizar la inmovilización completa de la prótesis durante la aplicación de cargas, evitando desplazamientos relativos que pudieran alterar los resultados experimentales. Asimismo, se buscó minimizar la aparición de concentraciones artificiales de tensión derivadas del propio sistema de sujeción.

3.7 Integración del actuador y fijación de la prótesis

El actuador es el elemento móvil de nuestro sistema para que pueda cumplir debidamente con el propósito de simular los ciclos de marcha del Pastor Alemán. El actuador va montado en la parte superior del banco en posición vertical. Se ha orientado así para simular las cargas reales de la articulación coxofemoral, ya que, durante la marcha del perro, las fuerzas de apoyo son básicamente verticales. Su función es aplicar las cargas sobre la prótesis de forma controlada, simulando las condiciones de carga durante la locomoción. [2], [3], [4]

Como se mencionó previamente, el actuador es móvil y por ello Para su guiado, se ha considerado un sistema de carriles, para que el actuador se pueda mover en un sistema controlado. Esta configuración resulta ideal para nuestro banco porque permite mantener la alineación de la carga y evitar desviaciones que puedan introducir errores en el ensayo. [7]

La fijación de la prótesis constituye uno de los elementos más importantes del banco de ensayos, ya que es la encargada de transmitir las cargas aplicadas por el actuador hacia la prótesis de forma segura y controlada. Por este motivo, se diseñó un sistema de sujeción

específico que permitiera garantizar que la prótesis iba a estar correctamente anclada durante el ensayo sin comprometer la posibilidad de realizar ajustes o modificaciones futuras.

Para ello, se incorporó una placa metálica perforada que actúa como superficie principal de trabajo. La utilización de una placa agujereada permite disponer de múltiples posiciones de montaje, facilitando la adaptación del banco a diferentes configuraciones experimentales y posibles variaciones geométricas de la prótesis. [7]

Sobre esta placa se instala una mordaza mecánica atornillada, diseñada para sujetar la prótesis a través de la cabeza femoral. La unión mediante tornillería permite garantizar una fijación rígida durante la aplicación de las cargas cíclicas generadas por el actuador, evitando desplazamientos que puedan alterar los resultados experimentales. [7]

Además, el propósito principar detrás de la utilización de una mordaza atornillada fue darle aún más flexibilidad al sistema, ya que permite sustituir la prótesis o modificar su posición sin necesidad de realizar cambios sobre el bastidor principal, siguiendo la filosofía de diseño modular adoptada durante el desarrollo de dicho banco. [7], [8]

Ilustración 14, apoyo actuador

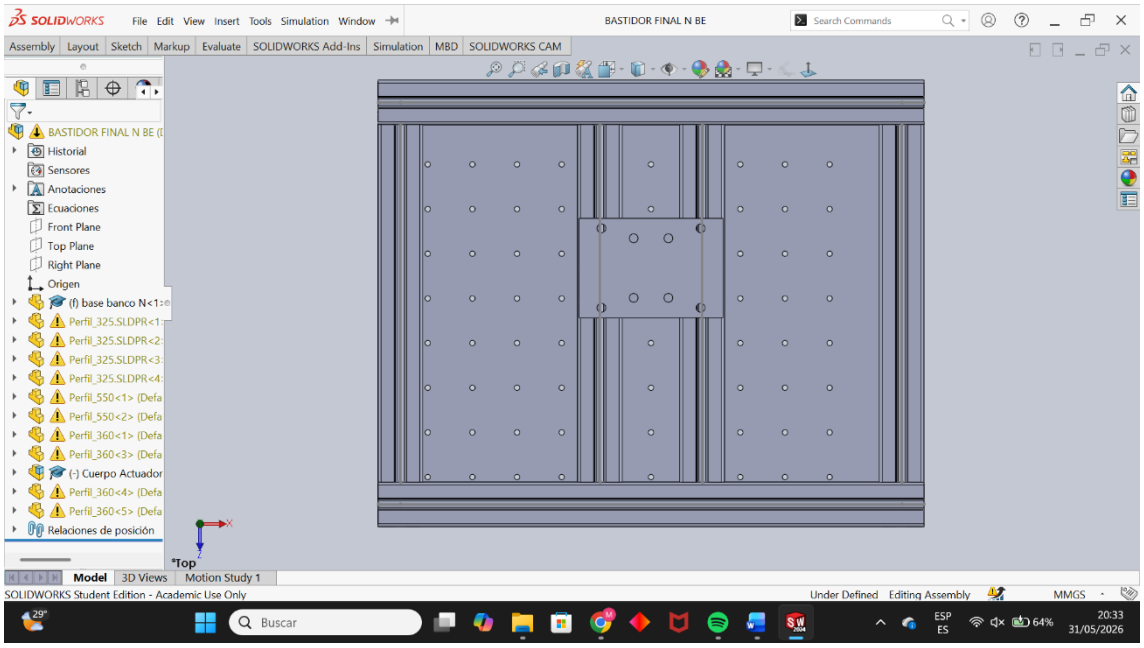
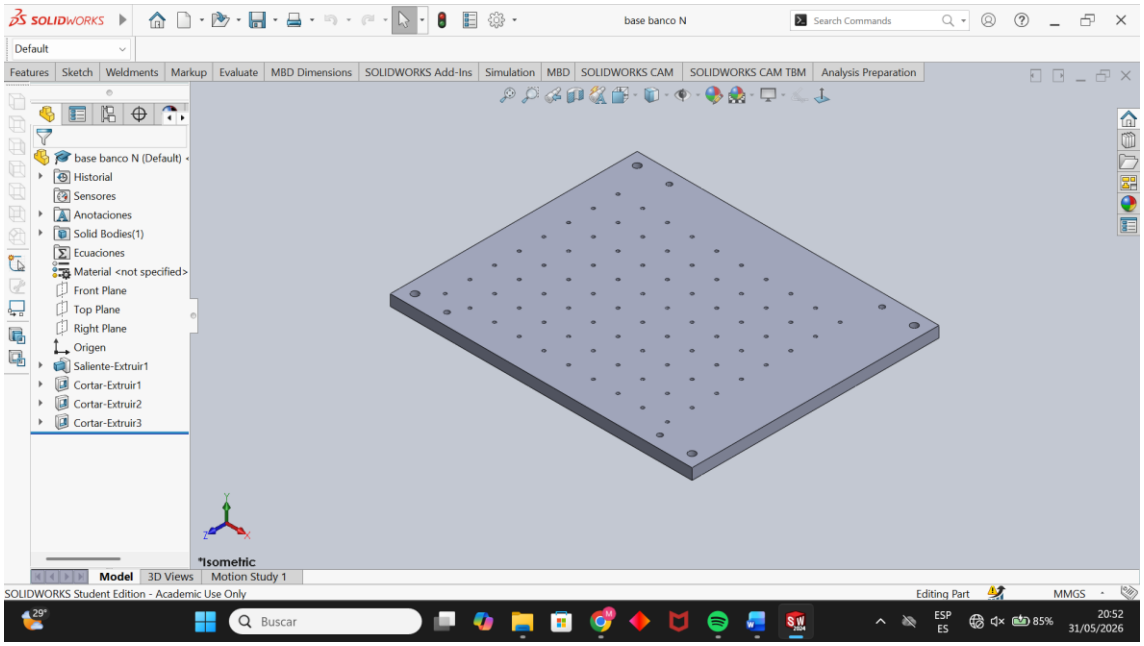


Ilustración 15, base de banco



La disposición final del actuador se seleccionó con el objetivo de garantizar una transmisión directa de la carga hacia la prótesis, reduciendo la aparición de momentos parásitos y minimizando posibles desviaciones respecto a las condiciones de carga definidas durante la fase de diseño.

3.8 Modelo en SolidWorks

Una vez definida la geometría general del banco de ensayos, el siguiente paso consistió en seleccionar los componentes comerciales que formarán parte del montaje final. Desde el inicio del proyecto se estableció como criterio de diseño la utilización de elementos normalizados siempre que fuese posible para que sea un diseño comercial de un banco.

La utilización de componentes comerciales presenta numerosas ventajas desde el punto de vista ingenieril. En primer lugar, permite reducir significativamente los tiempos de fabricación y montaje, ya que dichos elementos se encuentran disponibles en el mercado y han sido previamente diseñados y validados por los fabricantes. [7], [8]

Los perfiles estructurales seleccionados corresponden a perfiles de aluminio tipo T-slot de sección 45x45 mm. Este tipo de perfiles es ampliamente utilizado en estructuras modulares, bancos de ensayos y sistemas de automatización industrial debido a su elevada versatilidad y facilidad de montaje. [7], [8]

Para la unión entre perfiles se seleccionaron escuadras triangulares reforzadas de aluminio, recomendadas por los propios fabricantes para aplicaciones sometidas a cargas estructurales y vibraciones moderadas. Estas uniones se fijan mediante tornillería estándar y tuercas específicas para perfiles T-slot. Asimismo, se incorporaron placas de unión para determinadas zonas del bastidor donde resulta necesario conectar varios perfiles simultáneamente. [7], [8]

En la parte inferior del banco se seleccionaron apoyos de elastómeros regulables, ampliamente utilizados para reducir la transmisión de vibraciones hacia la superficie de apoyo y facilitar la nivelación del conjunto. Por un lado, permiten nivelar la estructura durante el montaje. Por otro, contribuyen a reducir parcialmente la transmisión de vibraciones hacia la mesa de trabajo donde se instalará el banco. [8], [11]

Para el sistema de fijación de la prótesis se optó por una mordaza mecánica atornillada a la placa perforada de soporte. Esta solución proporciona suficiente rigidez para evitar desplazamientos durante el ensayo y permite modificar fácilmente la posición de la prótesis en función de las necesidades experimentales.

Finalmente, el sistema de guiado del actuador se diseñó utilizando un conjunto de perfiles paralelos y elementos de fijación compatibles con la ranura T-slot. Esta solución permite desplazar el actuador a lo largo del eje de ensayo manteniendo la alineación de la carga aplicada sobre la prótesis.

La utilización de componentes comerciales normalizados contribuye además a mejorar la reproducibilidad del diseño y facilita tanto el mantenimiento como la sustitución de elementos en futuras fases de fabricación. [7]

El modelo tridimensional permitió verificar la compatibilidad geométrica entre todos los componentes antes de su fabricación, evitando interferencias durante el proceso de montaje y facilitando el análisis estructural posterior mediante ANSYS Mechanical.

Ilustración 16, actuador

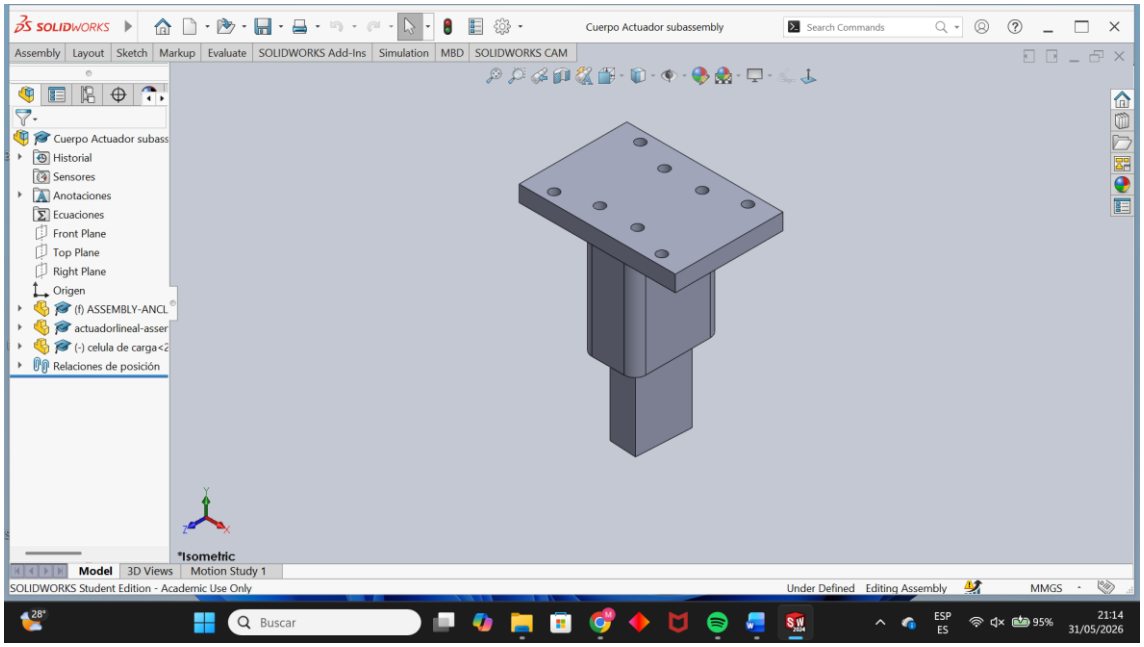


Ilustración 17, unión entre actuador y railes del perfil T-slot 45x45

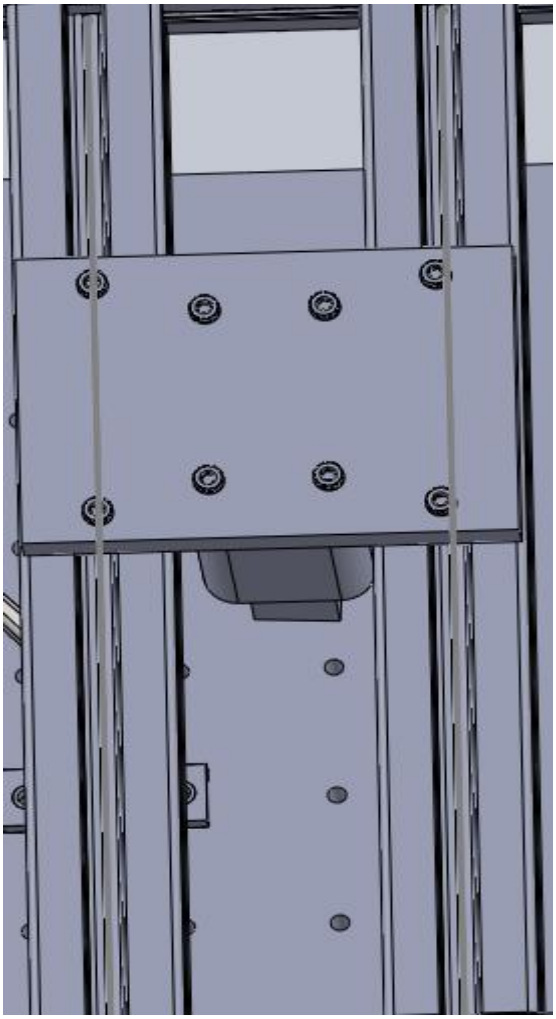


Ilustración 18, unión entre actuador y railes del perfil T-slot 45x45

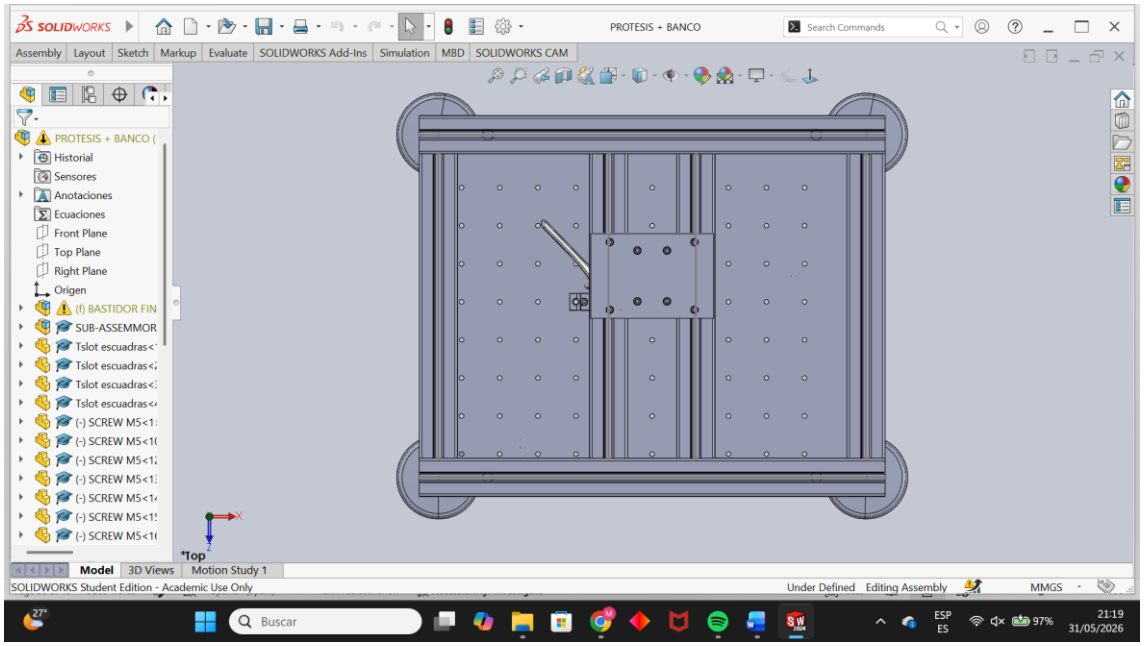
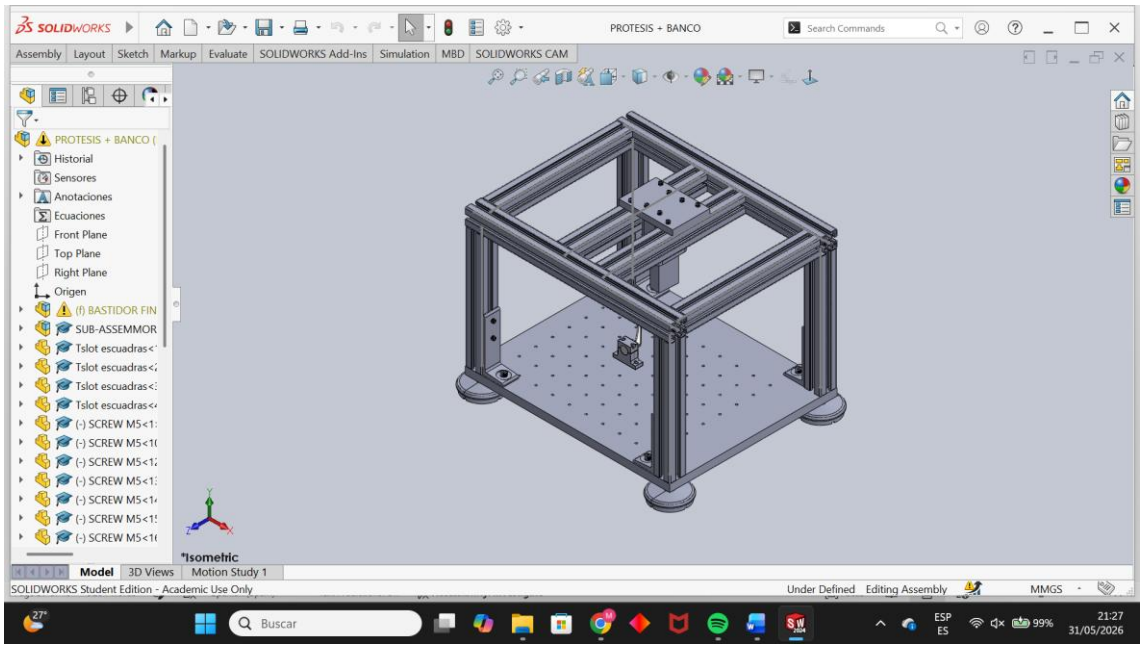


Ilustración 19, modelo CAD completo desarrollado en SolidWorks



3.9 Modelo CAD definitivo y validación geométrica

Una vez definidos todos los componentes estructurales y los sistemas de fijación necesarios, se procedió al desarrollo completo del modelo tridimensional mediante SolidWorks. El modelado CAD constituye una herramienta ampliamente utilizada

durante las etapas de diseño conceptual y validación geométrica de sistemas mecánicos [12].

El modelo CAD permitió integrar en un único entorno todos los elementos que forman parte del banco de ensayos, incluyendo perfiles estructurales, placa de soporte, sistema de guiado del actuador, mordaza de fijación de la prótesis y elementos de unión normalizados.

Durante esta fase se verificó que existiese espacio suficiente para la instalación de todos los componentes previstos, evitando interferencias geométricas entre ellos. Esta comprobación resultó especialmente importante en la zona superior del banco, donde se concentran el actuador, el sistema de guiado y los diferentes elementos de fijación y es fundamental que tanto la prótesis entre en este espacio de trabajo y que a su vez haya suficiente hueco para poder trabajar dentro de dicho bastidor.

Asimismo, el modelo permitió comprobar la accesibilidad a los distintos puntos de montaje y mantenimiento. Este es de gran importancia tras el rediseño conceptual del banco, ya que uno de los objetivos principales consistía en facilitar las operaciones de ajuste y manipulación de la prótesis.

Otra de las ventajas del modelado tridimensional fue la posibilidad de verificar la correcta integración de componentes comerciales procedentes de catálogos industriales. Gracias a ello fue posible asegurar que las dimensiones de los perfiles, uniones, escuadras y elementos de fijación eran compatibles entre sí antes de iniciar cualquier proceso de fabricación o adquisición de material, reduciendo posibles errores durante la fase de montaje [12].

El resultado final es un modelo CAD completamente parametrizado que representa de forma fiel el futuro banco de ensayos. Este modelo constituye la base sobre la que posteriormente se desarrollarán los estudios estructurales mediante herramientas de análisis por elementos finitos, así como la fabricación y montaje físico del prototipo. El modelo CAD definitivo constituye la referencia geométrica empleada tanto para el análisis mediante elementos finitos desarrollado en ANSYS como para la obtención de los planos de fabricación y el presupuesto del banco de ensayos.

Ilustración 20, vista planta del banco de ensayos

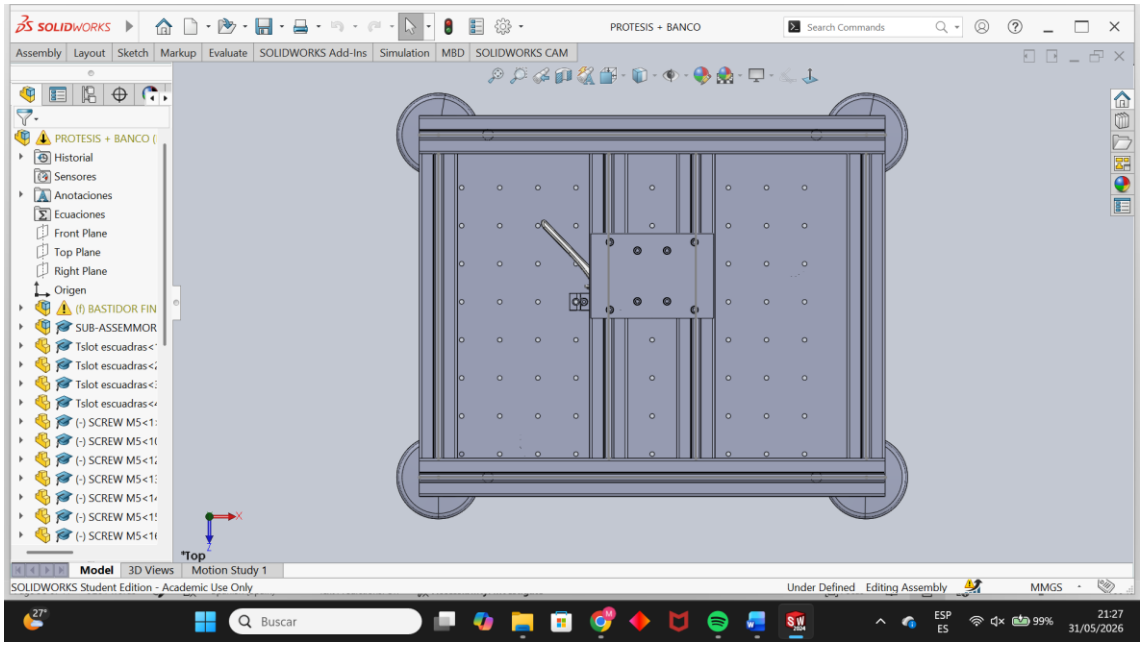


Ilustración 21, vista frontal del banco de ensayos

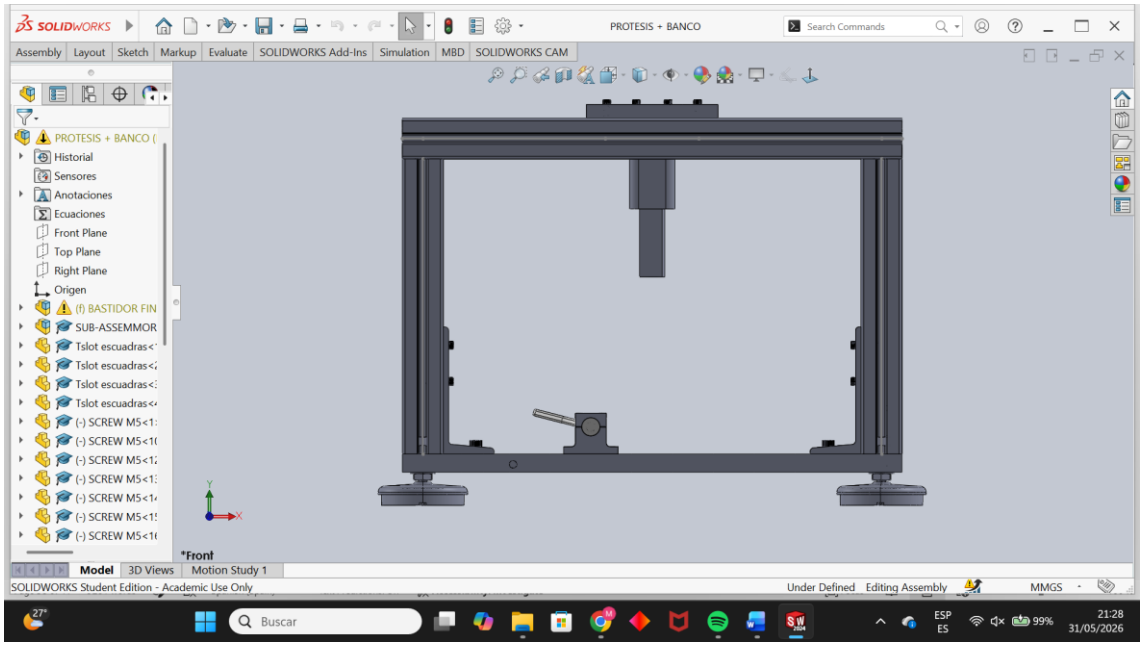


Ilustración 22, vista isométricas alzado del banco de ensayos

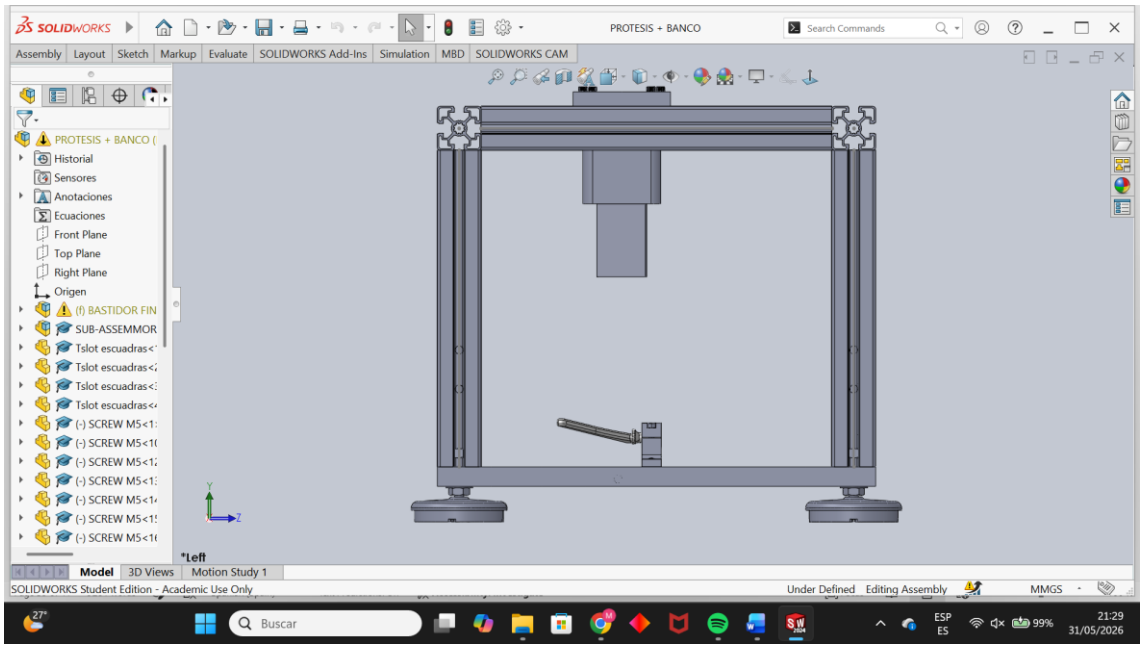


Ilustración 23, uniones de los accesorios normalizados

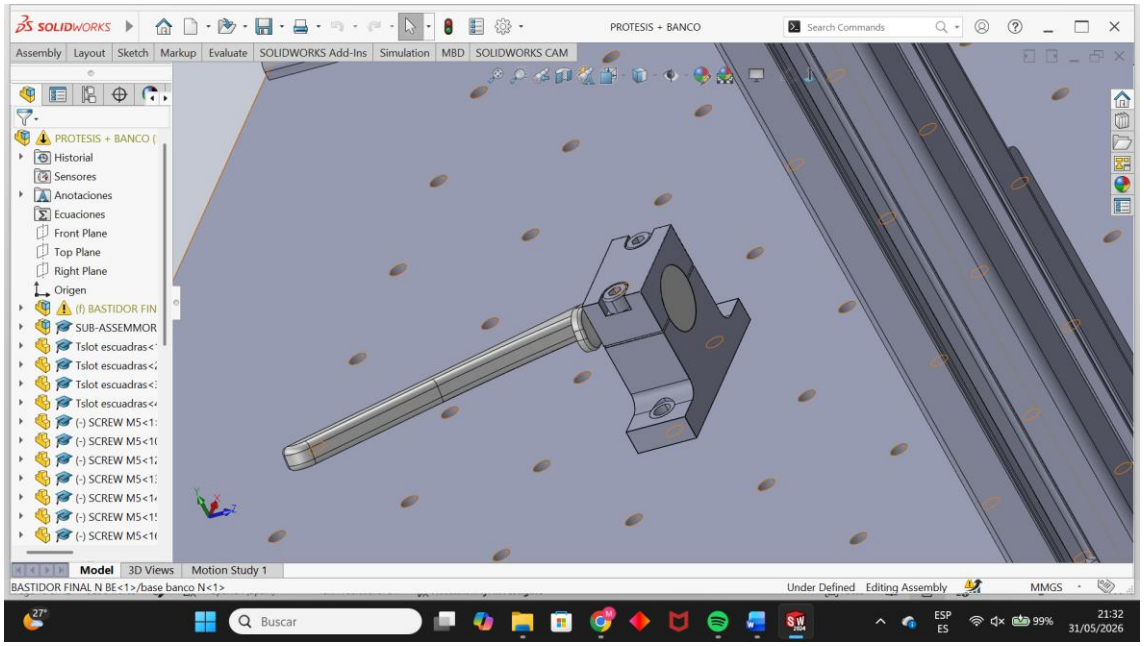


Ilustración 24, uniones de los accesorios normalizados

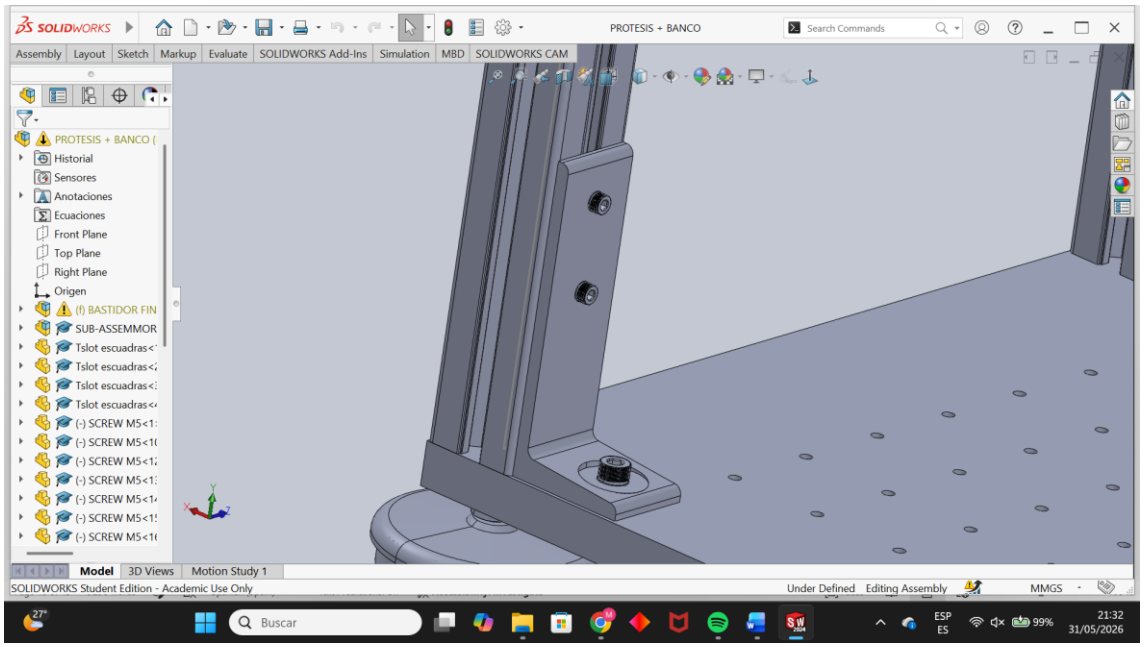


Ilustración 25, uniones de los accesorios normalizados

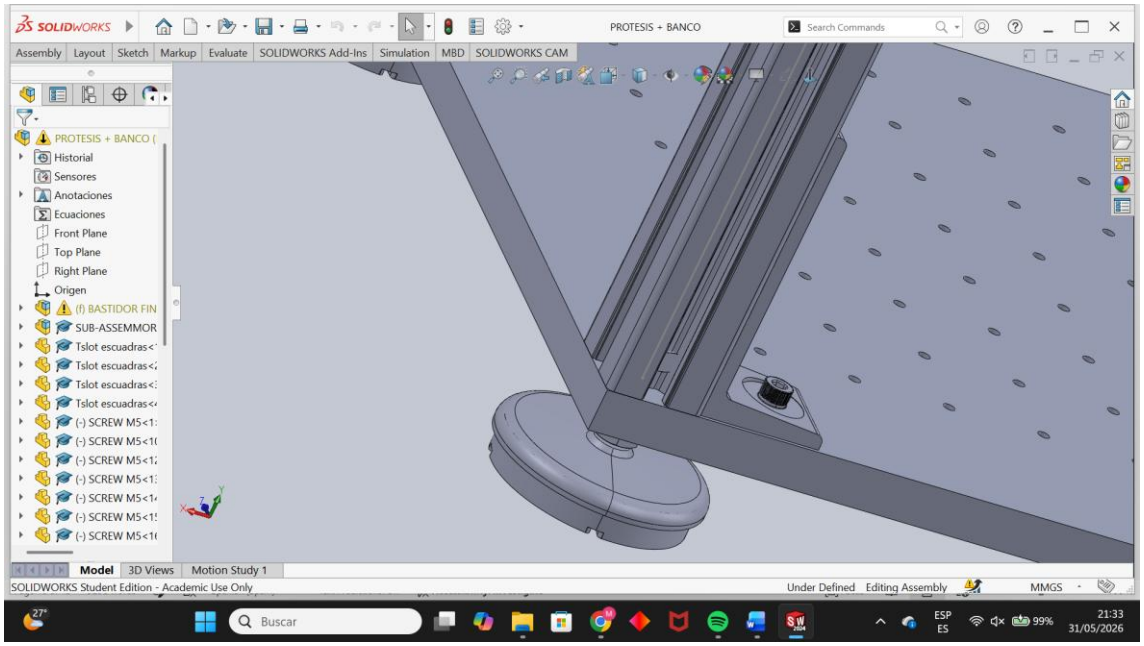
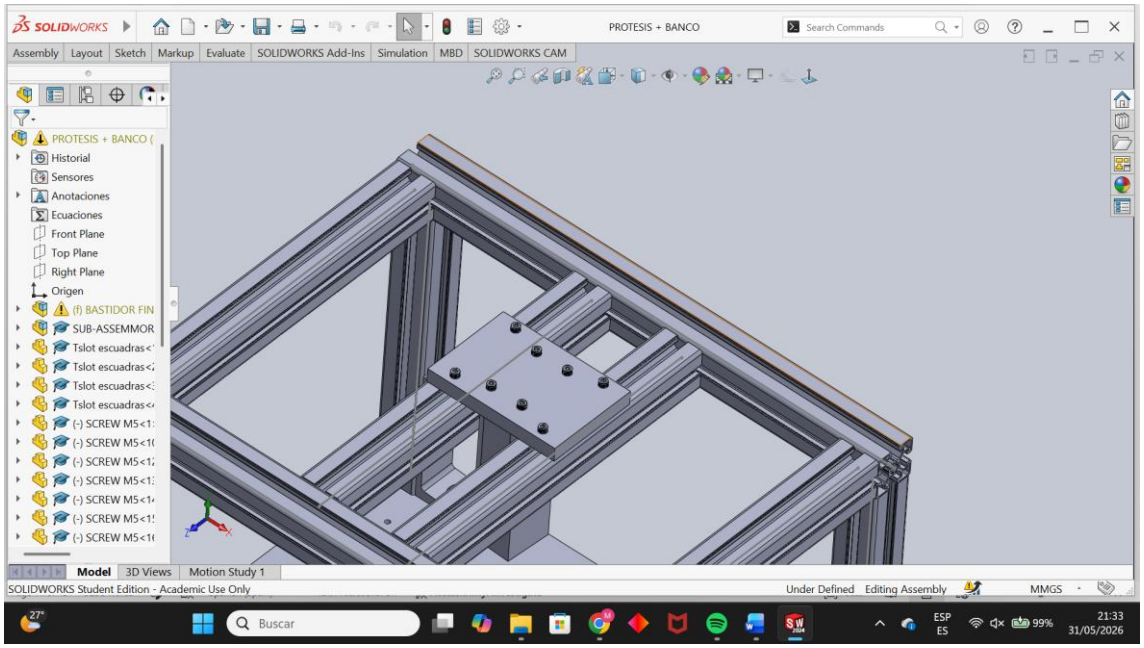


Ilustración 26, uniones de los accesorios normalizados



A partir de estos requisitos biomecánicos y estructurales, se desarrollaron diferentes propuestas conceptuales hasta alcanzar una configuración capaz de reproducir las condiciones de carga definidas, manteniendo al mismo tiempo la estabilidad estructural, la modularidad y la viabilidad constructiva del sistema.

Una vez completado el modelo CAD definitivo, se verificó la correcta integración geométrica de todos los componentes, comprobando la ausencia de interferencias, colisiones o incompatibilidades dimensionales. Esta validación previa permitió garantizar la viabilidad del ensamblaje antes de proceder al análisis estructural mediante elementos finitos.

La validación geométrica obtenida mediante el modelo CAD permitió confirmar la viabilidad constructiva del banco de ensayos antes de realizar el análisis estructural por elementos finitos.

Capítulo 4. ANALISIS ESTRUCTURAL DE ELEMENTOS FINITOS (ANSYS)

4.1 Introducción al análisis estructural

Una vez finalizado el diseño del banco de ensayos, la siguiente fase primordial es la verificación de que la estructura sea capaz de soportar las cargas previstas durante el funcionamiento sin experimentar deformaciones excesivas ni alcanzar niveles de tensión que comprometan su integridad estructural. [9]

El análisis mediante el método de los elementos finitos constituye una herramienta fundamental para verificar el comportamiento estructural del banco de ensayos antes de su fabricación. Mediante este procedimiento es posible estimar deformaciones, tensiones y modos propios de vibración bajo las condiciones de carga definidas en el capítulo anterior.

Aunque el diseño ha sido desarrollado siguiendo criterios mecánicos y estructurales ampliamente utilizados en este tipo de aplicaciones, es necesario realizar una validación mediante herramientas de simulación que permitan estudiar el comportamiento del conjunto antes de proceder a su fabricación y montaje. [9]

Para ello se ha empleado el software ANSYS Workbench que es una herramienta ampliamente utilizada en ingeniería para el análisis estructural de componentes y sistemas mecánicos complejos que nos permite verificar a determinadas cargas y frecuencias, como se comportaría dicha estructura con el material empleado para su montaje. [9] [14]

Mediante este análisis será posible evaluar la distribución de tensiones, deformaciones y desplazamientos generados por las cargas aplicadas durante el ensayo, así como identificar posibles zonas críticas de la estructura para poder hacer los ajustes necesarias antes de empezar con el montaje. Adicionalmente, se realizará un análisis modal con el objetivo de determinar las frecuencias naturales del sistema y comprobar que no existan riesgos de resonancia durante el funcionamiento del banco de ensayos. [9]

4.2 Metodología de simulación

Con el objetivo de validar estructuralmente el diseño desarrollado en los capítulos anteriores, se ha planteado la realización de un análisis mediante elementos finitos utilizando el software ANSYS Workbench. Esta herramienta permite estudiar el comportamiento mecánico del banco de ensayos bajo las condiciones de carga previstas durante su funcionamiento, obteniendo información sobre desplazamientos, tensiones y posibles zonas críticas de la estructura. [8]

El primer paso del procedimiento comienza con la generación del modelo tridimensional completo en SolidWorks, donde se han diseñado todos los elementos principales que forman parte del banco de ensayos, incluyendo el bastidor fabricado mediante perfiles de aluminio tipo T-slot, la placa de fijación de la prótesis, el sistema de guiado del actuador y los diferentes elementos de unión.

Para que ANSYS pueda reconocer el formato del ensamblaje CAD, se exporta en formato ACIS (.SAT) y se importa a ANSYS Workbench. Este formato permite conservar la geometría de los componentes y garantizar la compatibilidad entre ambos programas y a su vez, se evita que haya posibles errores durante el proceso de transferencia.

Tras la importación de la geometría, se procede a la preparación del modelo para el análisis estructural. En esta primera fase de ANSYS, se escoge el material utilizado para que el programa pueda tener y reconocer todas las propiedades mecánicas del material (tensión de Von Mises, tenacidad, rigidez, etc) y poder hacer el estudio correctamente.

El modelo CAD fue simplificado previamente eliminando pequeños detalles geométricos que no afectan significativamente al comportamiento estructural, con el objetivo de reducir el tiempo de cálculo y mejorar la estabilidad numérica de la simulación.

Posteriormente se establecen las condiciones de contorno que representan el funcionamiento real del banco de ensayos. Para ello se definen los apoyos estructurales, las cargas transmitidas por el actuador y las aceleraciones asociadas al movimiento del sistema. Estas condiciones permiten reproducir de forma aproximada los esfuerzos que experimentará el banco durante la realización de los ensayos biomecánicos.

Finalmente, se genera una malla de elementos finitos sobre toda la estructura y se realizan los diferentes estudios previstos. En primer lugar, se lleva a cabo un análisis estructural estático para evaluar desplazamientos, tensiones equivalentes de Von Mises y factores de seguridad. Posteriormente, se realiza un análisis modal con el objetivo de determinar las frecuencias naturales de vibración del sistema y verificar la ausencia de fenómenos de resonancia dentro del rango de funcionamiento previsto para el banco de ensayos. Se entrará más en detalle sobre esta parte del estudio estructural posteriormente.

4.3 Definición del modelo geométrico

El estudio analítico de la estructura mediante elementos finitos se ha ejecutado sobre el modelo de CAD previamente elaborado en Solidworks durante la fase de diseño del banco de ensayos. Con el objetivo de representar de la forma más realista posible las condiciones de funcionamiento previstas, el ensamblaje utilizado para la simulación incluye tanto la estructura principal del banco como los elementos encargados de transmitir las cargas hacia la prótesis.

El bastidor principal sobre el que se apoyan el resto de los componentes del sistema principal está formado por perfiles de aluminio tipo T-slot de sección 45x45 mm. Se selecciono este perfil por las razones destacadas en los apartados previos. La configuración final del banco presenta unas dimensiones de 550 mm de longitud, 450 mm de anchura y 325 mm de altura. Estas dimensiones fueron definidas tras varias revisiones y modificaciones de diseño con el objetivo de garantizar suficiente espacio de trabajo para la instalación de la prótesis, el actuador y los diferentes elementos de instrumentación, manteniendo al mismo tiempo una elevada rigidez estructural.

Sobre la parte superior de la estructura se dispone un sistema de guiado lineal que funciona como los raíles de un tren formado por dos perfiles paralelos que permiten el desplazamiento controlado del actuador durante el ensayo. Este sistema asegura la correcta alineación de las cargas aplicadas y reduce posibles desviaciones que podrían afectar a la calidad de los resultados experimentales.

Por otra parte, la fijación de la prótesis se realiza mediante una placa metálica perforada instalada sobre la estructura principal. La utilización de una placa con múltiples puntos de fijación permite modificar la posición del sistema de sujeción en función de las necesidades experimentales de cada ensayo.

Con el fin de reproducir adecuadamente las condiciones de trabajo reales, también se ha incorporado al modelo la prótesis de cadera utilizada como objeto de estudio. De esta manera, las cargas aplicadas por el actuador se transmiten a través de la misma ruta mecánica que existiría durante el funcionamiento real del banco de ensayos y de esta forma, poder asimilar el simulacro de ANSYS a lo que se llevara a cabo durante el estudio y validación de dicha prótesis, y a su vez, que constituya con una representación suficientemente precisa del sistema real para evaluar el comportamiento estructural global del sistema y la distribución de los esfuerzos.

Ilustración 27, vista isométrica de la vía de rail del actuador

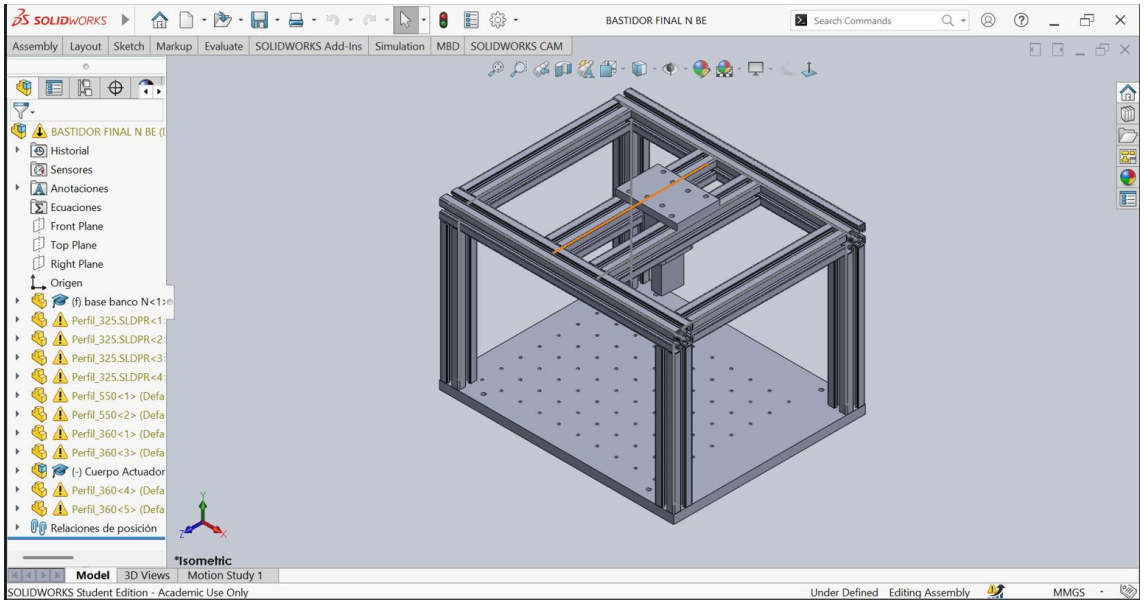


Ilustración 28, detalle de la zona de fijación de la prótesis sobre la placa metálica perforada

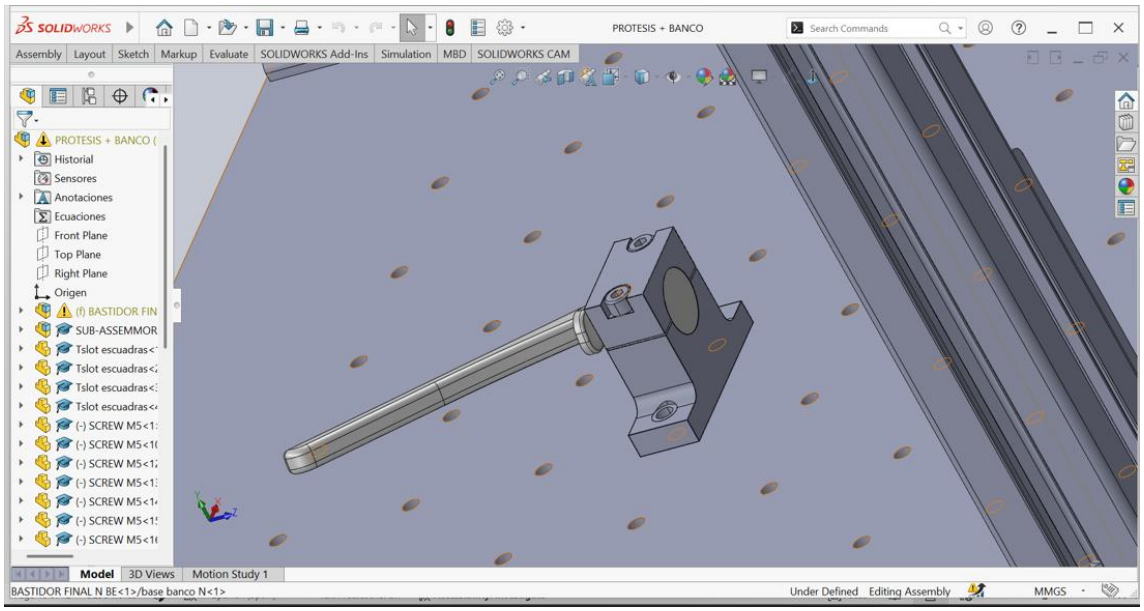
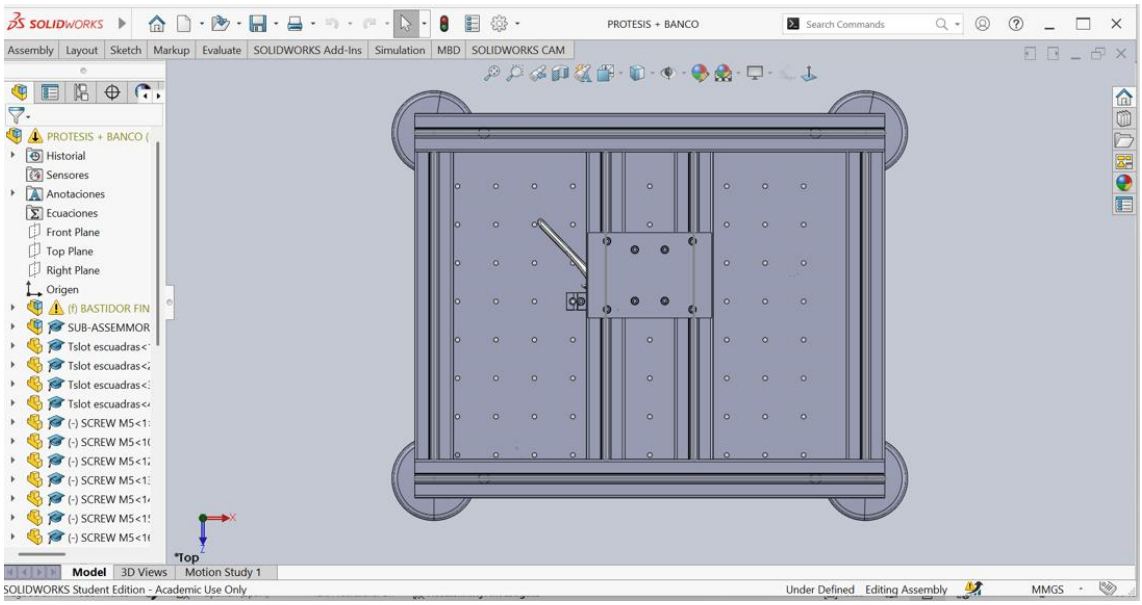


Ilustración 29, detalle del sistema de guiado lineal utilizado para el desplazamiento del actuador



4.4 Materiales y propiedades mecánicas

Una vez definida la geometría del banco de ensayos, el siguiente paso consiste en asignar las propiedades mecánicas de los materiales que forman parte del conjunto. Esto es primordial ya que es un factor limitante que el análisis del estudio dependerá del material empleado para el banco y el comportamiento estructural obtenido dependerá directamente de las características mecánicas asociadas a cada componente.

La elección de los perfiles T-slot 45x45 mm no responde únicamente a criterios de fabricación y montaje, sino también a su elevada relación entre resistencia mecánica y peso, lo que permite obtener una estructura suficientemente rígida sin incrementar innecesariamente la masa total del sistema y a su vez, que no tenga un coste excesivo de montaje.

Por otro lado, la placa de fijación de la prótesis y los diferentes elementos de sujeción se han considerado fabricados en acero estructural. Estos componentes son los encargados de transmitir directamente las cargas aplicadas por el actuador hacia la prótesis y, por tanto, requieren una elevada resistencia mecánica para evitar deformaciones locales que puedan alterar las condiciones del ensayo.

La prótesis incluida en el modelo se ha considerado fabricada en aleación de titanio Ti-6Al-4V, material ampliamente utilizado en aplicaciones biomédicas debido a su elevada resistencia específica, buena biocompatibilidad y excelente comportamiento frente a fenómenos de fatiga.

Las propiedades mecánicas utilizadas durante la simulación se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 4, propiedades mecánicas de los materiales empleados en el modelo de elementos finitos

Material	**Módulo de Young (GPa)**	**Young (GPa) Coeficiente de Poisson**	**Densidad (kg/m³)**	**Límite elástico (MPa)**
Aluminio 6063-T5	69	0.33	2700	145
Acero estructural S275	210	0.3	7850	275
Titanio Ti-6Al-4V	114	0.34	4430	880

Estos materiales se seleccionaron porque modelan con precisión el comportamiento real del banco de ensayos. Usar propiedades de fichas técnicas y bibliografía especializada asegura que las simulaciones y resultados posteriores coincidan con las condiciones de operación reales.

4.5 Condiciones de contorno y aplicación de cargas

Una vez definido el modelo geométrico y asignados los materiales correspondientes a cada componente, el siguiente paso consiste en establecer las condiciones de contorno necesarias para reproducir el funcionamiento real del banco de ensayos dentro del entorno de simulación.

El objetivo principal de esta etapa es representar de la forma más realista posible las cargas y restricciones que experimentará la estructura durante la realización de los ensayos sobre la prótesis de cadera canina.

En primer lugar, se definieron las condiciones de apoyo del sistema. Debido a que el banco de ensayos se encuentra apoyado sobre una mesa de trabajo, la estructura incorpora apoyos elastoméricos situados en la parte inferior del bastidor. Estos elementos tienen como finalidad reducir la transmisión de vibraciones hacia la superficie de apoyo y proporcionar una distribución más uniforme de las cargas generadas durante el funcionamiento del sistema.

Para simplificar el modelo numérico, los puntos de contacto correspondientes a estos apoyos fueron considerados como soportes fijos (*Fixed Support*) dentro de ANSYS. Esta hipótesis permite representar una situación conservadora desde el punto de vista estructural, ya que restringe completamente los desplazamientos en dichas zonas.

Una vez definidas las restricciones, se procedió a la aplicación de las cargas externas sobre el conjunto. Como se explicó en el capítulo dedicado al análisis biomecánico de la locomoción canina, las mayores solicitaciones sobre la articulación coxofemoral se producen durante la fase de apoyo del ciclo de marcha, donde las fuerzas transmitidas pueden alcanzar valores cercanos a 1,5 veces el peso corporal del animal.

Tomando como referencia un Pastor Alemán de aproximadamente 35 kg, se consideró una carga de trabajo de 515 N para representar las condiciones habituales de funcionamiento del banco. Adicionalmente, se planteó una situación más desfavorable mediante la aplicación de cargas cercanas a 2000 N con el objetivo de evaluar el comportamiento de la estructura bajo condiciones extremas y verificar la existencia de márgenes de seguridad adecuados.

Las cargas fueron aplicadas sobre la zona de contacto entre el actuador y la prótesis, reproduciendo la dirección principal de transmisión de esfuerzos observada durante la locomoción. Dado que la componente vertical es claramente dominante frente a las componentes horizontales durante el trote en régimen estacionario, la carga principal se aplicó en dirección vertical descendente.

Además de las fuerzas externas, también se incorporó la aceleración gravitatoria correspondiente al peso propio de todos los componentes del sistema. Esta condición permite considerar los efectos derivados de la masa de la estructura y obtener una representación más realista del comportamiento mecánico del conjunto.

La combinación de todas estas condiciones de contorno permitirá evaluar posteriormente los desplazamientos máximos, las tensiones equivalentes de Von Mises y los posibles puntos críticos de concentración de esfuerzos dentro del banco de ensayos.

Con la geometría definida y los materiales asignados, el siguiente paso fue establecer las condiciones de contorno en el entorno de simulación para replicar el funcionamiento real del banco de ensayos. El objetivo es modelar las cargas y restricciones reales que sufrirá la estructura al ensayar la prótesis de cadera canina.

Primero se definieron los apoyos del sistema. Físicamente, el banco descansa sobre una mesa mediante apoyos elastoméricos en la base del bastidor para amortiguar vibraciones y distribuir las cargas. Para simplificar el modelo numérico en ANSYS, estos contactos se modelaron como soportes fijos (*Fixed Support*). Esta hipótesis es una aproximación conservadora para el análisis estructural, ya que restringe por completo los desplazamientos en esa zona.

Después se aplicaron las cargas externas. Según el análisis biomecánico de la locomoción canina, los mayores esfuerzos en la articulación coxofemoral ocurren en la fase de apoyo del ciclo de marcha, donde la fuerza roza 1.5 veces el peso del animal [2]. Tomando como referencia un Pastor Alemán de 35 kg, se aplicó una carga de trabajo nominal de 515 N para el funcionamiento habitual. Además, se simuló un escenario crítico a 2000 N para evaluar el comportamiento estructural bajo condiciones extremas y verificar los márgenes de seguridad. [2], [4]

4.6 Generación y control del mallado

Una vez definido el modelo geométrico y asignadas las propiedades de los materiales, el siguiente paso consiste en discretizar la geometría mediante el proceso de mallado. El Método de los Elementos Finitos (MEF) se basa en dividir una geometría compleja en un conjunto de elementos de menor tamaño conectados entre sí mediante nodos. Esta etapa constituye una de las fases más importantes dentro de la simulación numérica, ya que transforma la geometría continua del ensamblaje en un sistema discreto sobre el cual el software ANSYS puede resolver matemáticamente las ecuaciones que describen el comportamiento mecánico del sistema. Desde un punto de vista analítico, el MEF no resuelve directamente la geometría real del componente, sino una aproximación formada por miles de elementos; por lo tanto, cuanto mejor represente esta discretización la geometría original, mayor será la precisión de los resultados obtenidos.

Existen diferentes tipos de elementos que pueden emplearse durante este proceso. En aplicaciones estructurales son habituales los elementos unidimensionales, utilizados principalmente para representar vigas o barras; los elementos bidimensionales, empleados en placas y superficies de pequeño espesor; y los elementos tridimensionales, que permiten representar sólidos con geometrías complejas. Dentro de estos últimos destacan principalmente los elementos hexaédricos y tetraédricos. Los hexaédricos presentan generalmente una mayor precisión numérica y una mejor distribución de tensiones para un mismo número de nodos, pero requieren geometrías relativamente regulares para su generación. Por el contrario, los elementos tetraédricos se adaptan fácilmente a geometrías complejas y ensamblajes formados por múltiples componentes, motivo por el cual son ampliamente utilizados en simulaciones mecánicas industriales.

En el caso particular del banco de ensayos desarrollado en este trabajo, la presencia de perfiles estructurales, placas metálicas, sistemas de fijación y componentes auxiliares genera una geometría relativamente compleja. Por este motivo, la utilización de elementos tetraédricos tridimensionales resulta especialmente adecuada, ya que permite discretizar correctamente todas las regiones del modelo, garantizando una transición fluida en las zonas de contacto y manteniendo una buena calidad geométrica en todos los elementos del conjunto.

Otro aspecto fundamental durante el mallado es la densidad y el tamaño de elemento seleccionado, factores que influyen directamente sobre la precisión y el coste computacional. Una malla excesivamente gruesa reduce el número de elementos y el tiempo de cálculo, pero puede generar errores significativos en la estimación de tensiones y deformaciones. Por el contrario, una malla demasiado fina incrementa notablemente la precisión, aunque eleva de forma considerable el tiempo de resolución y los recursos de hardware necesarios. Por ello, resulta indispensable encontrar un equilibrio adecuado entre precisión y coste computacional.

Para lograr este equilibrio en estructuras mecánicas como la de este proyecto, es habitual emplear estrategias de refinamiento local en aquellas zonas donde existen cambios bruscos de geometría, uniones atornilladas, apoyos o puntos de aplicación de cargas, ya que estas regiones suelen presentar concentraciones de tensiones. El refinamiento localizado permite mejorar la precisión de los resultados en los puntos críticos sin incrementar innecesariamente el tamaño global del modelo. Como herramienta de validación adicional, en este tipo de simulaciones suele realizarse un estudio de convergencia de malla. Este procedimiento consiste en generar sucesivas mallas con tamaños de elemento cada vez menores para comparar los resultados obtenidos. Cuando las diferencias entre dos refinamientos consecutivos se vuelven prácticamente despreciables, se considera que la solución a convergido y que la discretización utilizada es adecuada para representar el comportamiento real del sistema.

Como muestra de la estrategia implementada, la Figura 4.3 ilustra el mallado global generado sobre el banco de ensayos en el entorno ANSYS. Por otro lado, la Figura 4.4 presenta un detalle ampliado de las regiones consideradas críticas para el análisis estructural, las cuales requirieron una discretización más precisa debido a la presencia de uniones mecánicas y concentraciones locales de esfuerzos. Finalmente, una vez generado el mallado, se verificó visualmente la correcta discretización de todos los componentes con el objetivo de evitar elementos distorsionados o discontinuidades geométricas que pudieran afectar a la calidad de la simulación.

Ilustración 30, mallado global aplicado al banco de ensayos

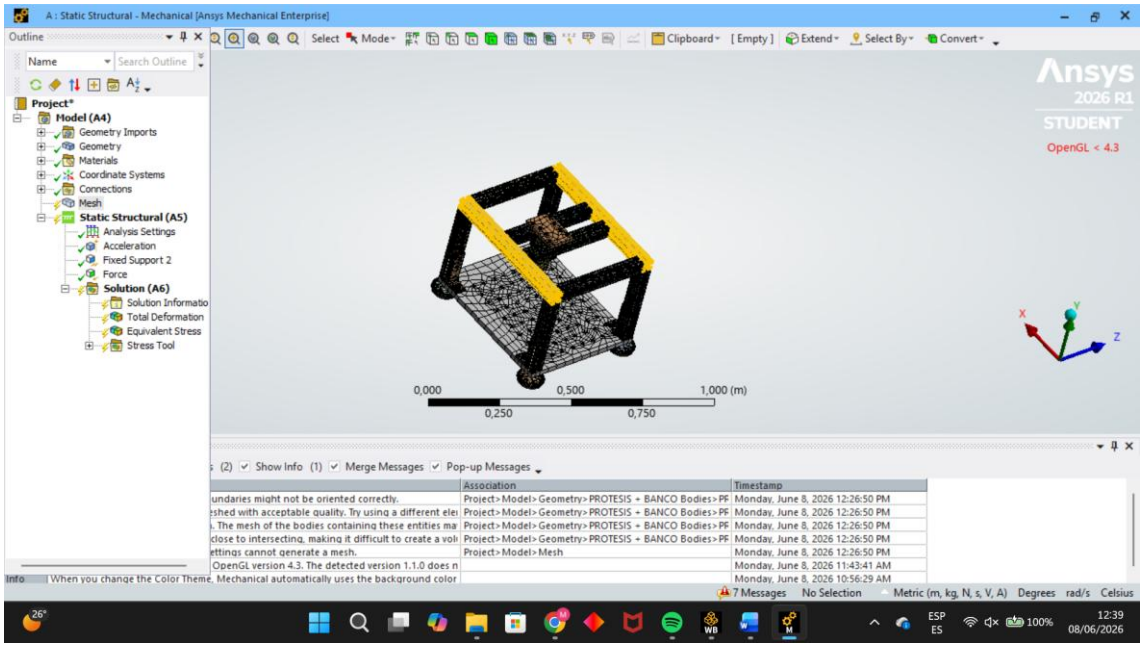
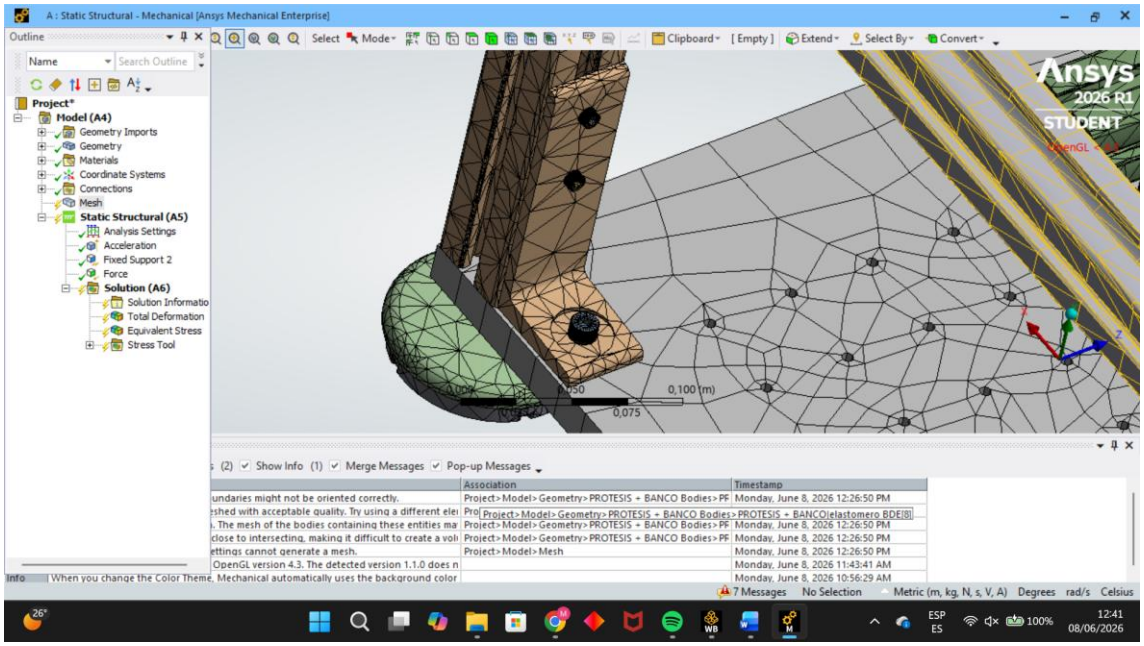


Ilustración 31, zoom de una unión importante



4.7 Análisis estructural estático

Una vez definido el modelo geométrico, los materiales, las condiciones de contorno y el mallado correspondiente, se procede a realizar el análisis estructural estático del banco de ensayos. Este tipo de análisis constituye una de las herramientas más utilizadas en ingeniería mecánica para evaluar el comportamiento resistente de una estructura sometida a cargas externas.

El objetivo principal del análisis estático consiste en determinar cómo se distribuyen los esfuerzos y deformaciones a lo largo de los diferentes componentes que forman parte del sistema cuando se aplica una carga determinada. De esta forma es posible identificar zonas potencialmente críticas antes de proceder a la fabricación física del prototipo.

En el caso del banco de ensayos desarrollado en este trabajo, el análisis estructural permite verificar si la estructura diseñada es capaz de soportar las cargas generadas durante la simulación de la marcha canina sin experimentar deformaciones excesivas ni superar los límites resistentes de los materiales empleados.

Uno de los parámetros más relevantes obtenidos durante este tipo de simulaciones es el desplazamiento total o Total Deformation. Este resultado permite visualizar las deformaciones producidas en cada punto de la estructura y determinar si dichas deformaciones pueden comprometer el correcto funcionamiento del banco durante los ensayos.

Otro resultado fundamental es la tensión equivalente de Von Mises. Este criterio es ampliamente utilizado en ingeniería para evaluar el estado tensional de materiales dúctiles sometidos a estados complejos de carga. La comparación entre la tensión equivalente obtenida y el límite elástico del material permite determinar si existe riesgo de deformación permanente o fallo estructural.

Además de las tensiones y deformaciones, también se analiza el factor de seguridad del conjunto. Este parámetro proporciona una medida directa del margen existente entre las tensiones generadas durante el funcionamiento y la capacidad resistente del material. Valores elevados indican un diseño conservador, mientras que valores próximos a la unidad pueden requerir modificaciones estructurales para garantizar la seguridad del sistema.

Los resultados obtenidos mediante este análisis permitirán validar la capacidad estructural del banco de ensayos antes de proceder a su fabricación, reduciendo costes de desarrollo y minimizando la necesidad de modificaciones posteriores.

Ilustración 32, deformación total del banco de ensayos

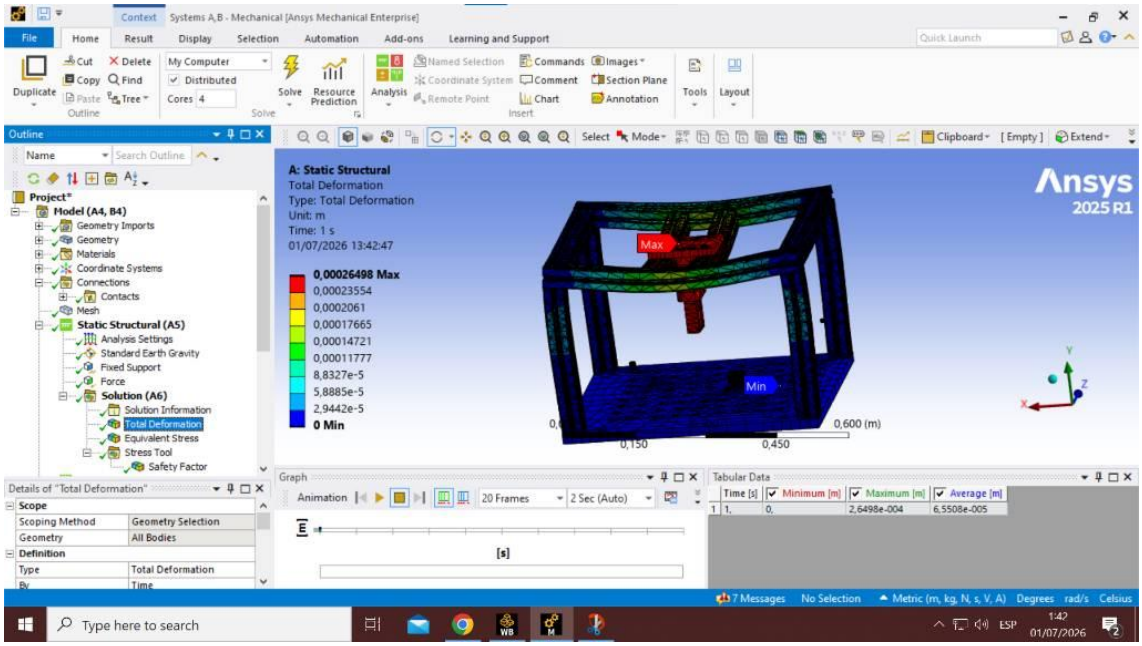


Ilustración 33, tensión equivalente del banco de ensayos

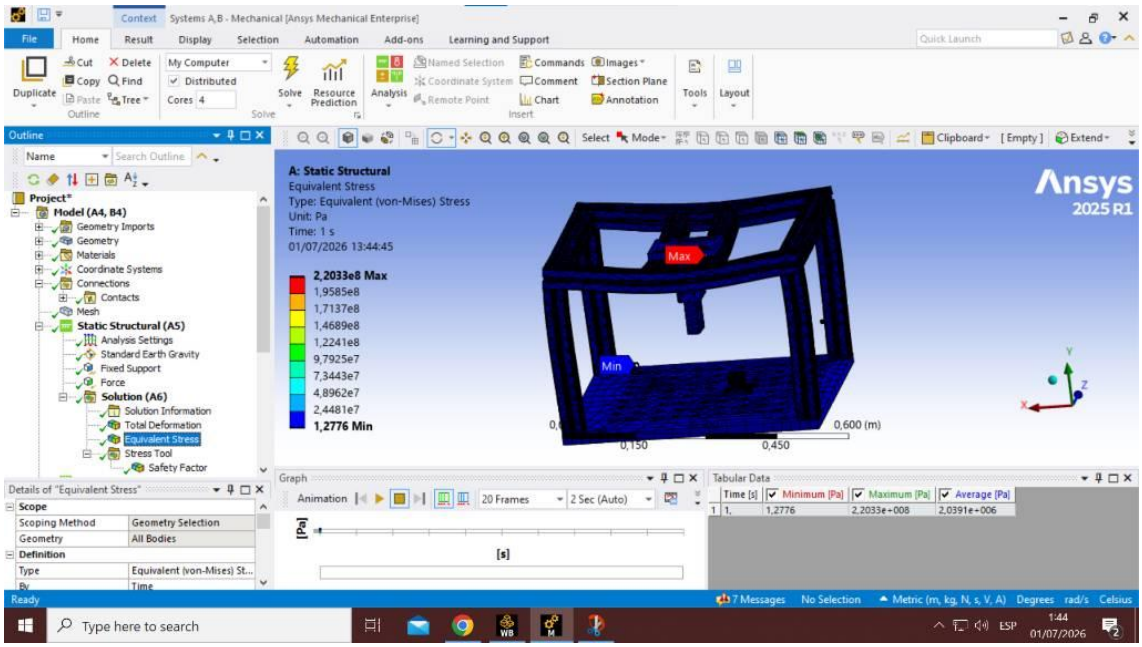
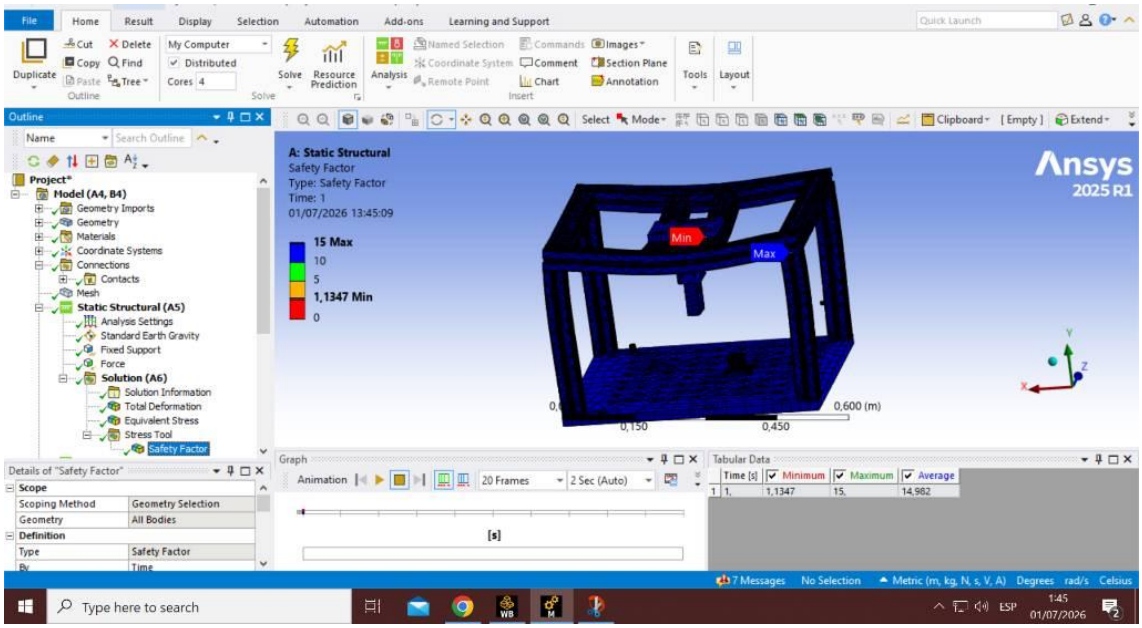


Ilustración 34, factor de seguridad del banco de ensayos



4.8 Análisis modal

Además del análisis estructural estático, resulta necesario estudiar el comportamiento dinámico del banco de ensayos mediante un análisis modal. Este tipo de estudio permite identificar las frecuencias naturales de vibración de la estructura y los modos asociados a cada una de ellas.

Toda estructura mecánica posee una serie de frecuencias propias determinadas por su geometría, masa, rigidez y condiciones de apoyo. Cuando una excitación externa coincide con alguna de estas frecuencias naturales puede producirse el fenómeno conocido como resonancia.

La resonancia constituye uno de los fenómenos más críticos en el diseño de sistemas mecánicos sometidos a cargas dinámicas, ya que puede provocar incrementos significativos en las amplitudes de vibración, acelerando procesos de fatiga y reduciendo considerablemente la vida útil de los componentes estructurales.

En el caso particular del banco de ensayos desarrollado en este trabajo, el actuador genera cargas cíclicas destinadas a reproducir las condiciones biomecánicas de la locomoción canina. Como consecuencia, resulta imprescindible verificar que las frecuencias de trabajo previstas no coinciden con las frecuencias naturales del conjunto estructural.

El análisis modal permite obtener los distintos modos de vibración de la estructura. Cada modo representa una forma característica de deformación asociada a una frecuencia natural determinada. Normalmente, los primeros modos son los más importantes desde el punto de vista del diseño, ya que suelen ser los más fácilmente excitables durante el funcionamiento normal del sistema.

La identificación de estas frecuencias naturales permite evaluar la idoneidad del diseño propuesto y adoptar medidas correctoras en caso necesario, tales como modificaciones geométricas, incremento de rigidez estructural o cambios en las condiciones de funcionamiento del sistema.

Los resultados obtenidos mediante este análisis servirán para verificar que el banco de ensayos puede operar de forma segura dentro del rango de frecuencias previsto para la simulación de la marcha del Pastor Alemán, evitando fenómenos de resonancia que puedan comprometer la precisión de los ensayos o la integridad estructural del conjunto.

Los desplazamientos obtenidos son reducidos respecto a las dimensiones globales de la estructura, indicando que el banco presenta una rigidez suficiente para el tipo de ensayo propuesto.

4.9 Interpretación de resultados estructurales

Una vez definido el modelo de simulación, asignadas las propiedades mecánicas de los materiales, establecidas las condiciones de contorno y aplicado el sistema de cargas correspondiente, se procede a la interpretación de los resultados obtenidos mediante el análisis estructural por elementos finitos. Esta fase resulta fundamental, ya que permite comprobar si el diseño propuesto cumple con los requisitos resistentes establecidos durante el desarrollo del banco de ensayos.

La interpretación de resultados se centra en tres magnitudes: el desplazamiento total, la tensión equivalente de Von Mises y el factor de seguridad. Estas variables permiten evaluar la rigidez global de la estructura, identificar las zonas más solicitadas y verificar si el banco trabaja dentro de un margen de seguridad aceptable.

4.9.1 Análisis de desplazamientos

El análisis de desplazamientos permite evaluar la deformación global del banco de ensayos bajo las condiciones de carga aplicadas. Este parámetro es especialmente importante, ya que una estructura excesivamente flexible podría alterar la transmisión de esfuerzos hacia la prótesis y comprometer la repetibilidad del ensayo.

En la simulación realizada se obtiene un desplazamiento máximo de 0,26498 mm, localizado principalmente en el acoplamiento superior del actuador donde se transmiten directamente los 2000 N. Esta distribución resulta coherente desde el punto de vista mecánico, ya que las mayores deformaciones aparecen en las zonas más alejadas de las restricciones estructurales y próximas al punto de aplicación de la carga.

A pesar de ello, el valor máximo obtenido puede considerarse despreciable en relación con las dimensiones generales del banco de ensayos. Por tanto, la estructura presenta una rigidez global excelente para las condiciones de trabajo consideradas. Esto permite confirmar que el bastidor diseñado mediante perfiles T-slot 45x45 mm es capaz de mantener la estabilidad geométrica óptima durante la aplicación de carga, evitando deformaciones excesivas que puedan afectar al comportamiento experimental del conjunto.

4.9.2 Análisis de tensiones equivalentes de Von Mises

La tensión equivalente de Von Mises permite evaluar el estado tensional del banco de ensayos y determinar si alguna zona de la estructura se aproxima al límite elástico del material. Este criterio resulta especialmente adecuado para el análisis de componentes metálicos sometidos a estados de carga combinados, ya que permite reducir el estado

tridimensional de tensiones a un valor equivalente comparable con la resistencia del material.

En el análisis realizado se obtiene una tensión máxima de 220,33 MPa, localizada en la zona de unión y fijación del extremo superior del perfil de aluminio, justo donde conecta con la placa de transmisión de esfuerzos de la prótesis. La aparición de tensiones máximas en esta región es coherente con el funcionamiento del banco, ya que se trata de una zona donde se produce la transmisión directa de carga y donde existen cambios geométricos que pueden generar concentraciones locales de tensión.

Comparando el valor máximo obtenido con el límite elástico del material empleado, 250 MPa, se comprueba que la tensión equivalente permanece por debajo del valor resistente admisible. Por tanto, bajo las hipótesis de carga consideradas, no se espera que la estructura alcance deformación plástica ni fallo resistente.

Además, la mayor parte de la estructura trabaja con valores de tensión inferiores al máximo localizado, lo que indica que el diseño distribuye adecuadamente los esfuerzos entre los distintos elementos del bastidor. Este resultado confirma que la configuración estructural adoptada es adecuada para soportar la carga máxima de diseño definida previamente.

4.9.3 Análisis del factor de seguridad

El factor de seguridad permite valorar de forma directa el margen resistente disponible frente al fallo estructural. Este parámetro relaciona la resistencia del material con las tensiones obtenidas durante la simulación, por lo que constituye un indicador fundamental para verificar la viabilidad mecánica del diseño.

En el modelo analizado se obtiene un factor de seguridad mínimo de 1,1347, localizado en la unión crítica de la esquina superior del perfil T-Slot. Aunque esta zona representa el punto más desfavorable de la estructura, el valor obtenido se mantiene por encima de la unidad, lo que indica que el banco de ensayos dispone de margen suficiente para soportar las condiciones de carga aplicadas.

Desde el punto de vista del diseño mecánico, este resultado confirma que la estructura responde de manera segura ante las solicitaciones más exigentes de diseño. Además, el empleo de perfiles modulares T-slot 45x45 mm proporciona una configuración suficientemente rígida y resistente para la aplicación prevista, manteniendo al mismo tiempo la posibilidad de realizar ajustes o modificaciones en el montaje.

Por tanto, el análisis del factor de seguridad permite concluir que el diseño del banco de ensayos es estructuralmente viable bajo las condiciones de carga consideradas en el presente estudio.

4.9.4 Interpretación global del análisis estático

Los resultados obtenidos en el análisis estructural estático permiten verificar el comportamiento resistente del banco de ensayos frente a la carga máxima definida durante la fase de diseño. El desplazamiento máximo obtenido es reducido y no compromete la rigidez global del sistema. Asimismo, las tensiones equivalentes de Von Mises se mantienen por debajo del límite elástico del material, evitando la aparición de deformaciones permanentes.

La localización de las tensiones máximas en zonas de unión, fijación o transmisión de carga resulta coherente con el funcionamiento mecánico del conjunto. Estas regiones concentran los esfuerzos debido a la aplicación de la carga y a la presencia de cambios geométricos o elementos de conexión. Sin embargo, los valores obtenidos no comprometen la seguridad estructural del banco. [1, 2,3]

En conjunto, el análisis estático confirma que la estructura diseñada cumple con los requisitos de resistencia y rigidez necesarios para su uso como banco de ensayos. Por ello, el diseño puede considerarse adecuado para continuar con la validación mediante análisis modal y posterior definición del procedimiento experimental.

4.10 Interpretación del análisis modal

Además del análisis estructural estático, se realizó un análisis modal con el objetivo de estudiar el comportamiento dinámico del banco de ensayos. Este análisis permite obtener las frecuencias naturales de la estructura y sus modos propios de vibración, aspectos fundamentales cuando el sistema va a estar sometido a cargas cíclicas o repetitivas durante su funcionamiento.

El interés principal del análisis modal es comprobar que las frecuencias naturales del banco no coinciden con la frecuencia de excitación prevista para el ensayo. En caso contrario, podrían producirse fenómenos de resonancia, provocando vibraciones excesivas, pérdida de precisión en las mediciones o incluso daños estructurales en el conjunto.

En el presente trabajo, la frecuencia de funcionamiento estimada para el sistema experimental se encuentra aproximadamente en el intervalo de 1.5 a 3.5 Hz, definido a partir de los parámetros biomecánicos de la locomoción canina. A partir del análisis modal realizado en ANSYS, se obtiene una primera frecuencia natural de 1.15 Hz.

La comparación entre la frecuencia de trabajo y la primera frecuencia natural permite comprobar si existe riesgo de resonancia. En este caso, la frecuencia natural obtenida se encuentra suficientemente alejada de la zona crítica superior del intervalo de

funcionamiento previsto, por lo que no se espera que el banco trabaje en condiciones críticas de vibración durante el ensayo.

Los primeros modos de vibración muestran que los deformados modales se concentran principalmente en la parte superior del bastidor y el conjunto de la placa de acoplamiento de la prótesis. Este comportamiento resulta coherente, ya que dichas zonas presentan mayor libertad relativa de movimiento respecto a los apoyos principales de la estructura.

Por tanto, el análisis modal confirma que el diseño presenta un comportamiento dinámico adecuado para las condiciones de funcionamiento previstas. La separación entre la frecuencia de excitación y las frecuencias naturales obtenidas reduce el riesgo de resonancia y contribuye a garantizar la estabilidad del banco durante la aplicación de cargas cíclicas.

4.11 Discusión global de los resultados obtenidos

A partir de los resultados obtenidos mediante el análisis por elementos finitos, puede concluirse que el banco de ensayos diseñado presenta un comportamiento estructural adecuado frente a las condiciones de carga consideradas. El análisis estático permite comprobar que la estructura soporta la carga máxima de diseño de 2000 N sin superar el límite elástico del material (Aluminum Alloy), manteniendo además desplazamientos reducidos y compatibles con el correcto funcionamiento del sistema experimental.

El desplazamiento máximo obtenido (0,26498 mm) se localiza en las zonas más alejadas de los apoyos y próximas al punto de aplicación de la carga, lo cual resulta coherente con el comportamiento esperado de una estructura sometida a solicitaciones externas. No obstante, su valor se mantiene dentro de un rango aceptable, por lo que no compromete la rigidez global del banco ni la correcta transmisión de esfuerzos hacia la prótesis.

En cuanto a las tensiones equivalentes de Von Mises, los valores máximos (220,33 MPa) aparecen en regiones asociadas a uniones, apoyos o zonas de transmisión de carga. Este resultado es habitual en estructuras formadas por perfiles modulares y elementos de conexión, ya que las discontinuidades geométricas tienden a concentrar esfuerzos. A pesar de ello, las tensiones obtenidas se mantienen por debajo del límite elástico del material, por lo que no se prevé fallo estructural bajo las hipótesis analizadas. [1,2]

El factor de seguridad obtenido (1,1347) confirma la existencia de un margen resistente suficiente para el funcionamiento del banco de ensayos. Este resultado es especialmente relevante, ya que el sistema debe ser capaz de trabajar bajo cargas repetitivas sin comprometer la estabilidad del conjunto ni la seguridad del montaje.

Finalmente, el análisis modal permite verificar que las frecuencias naturales de la estructura, iniciándose en una primera frecuencia fundamental de 1.15 Hz, no interfieren con la frecuencia de trabajo prevista para el ensayo (1.5 a 3.5 Hz). Esto reduce el riesgo

de aparición de fenómenos de resonancia y contribuye a asegurar un comportamiento dinámico estable durante la aplicación de cargas cíclicas.

En conjunto, los resultados obtenidos validan el diseño estructural propuesto y confirman que la configuración final del banco de ensayos cumple con los requisitos mecánicos definidos en los capítulos anteriores. Por tanto, el modelo desarrollado puede considerarse adecuado desde el punto de vista resistente, geométrico y funcional para la evaluación experimental de prótesis de cadera canina.

Ilustración 35, MODAL 1

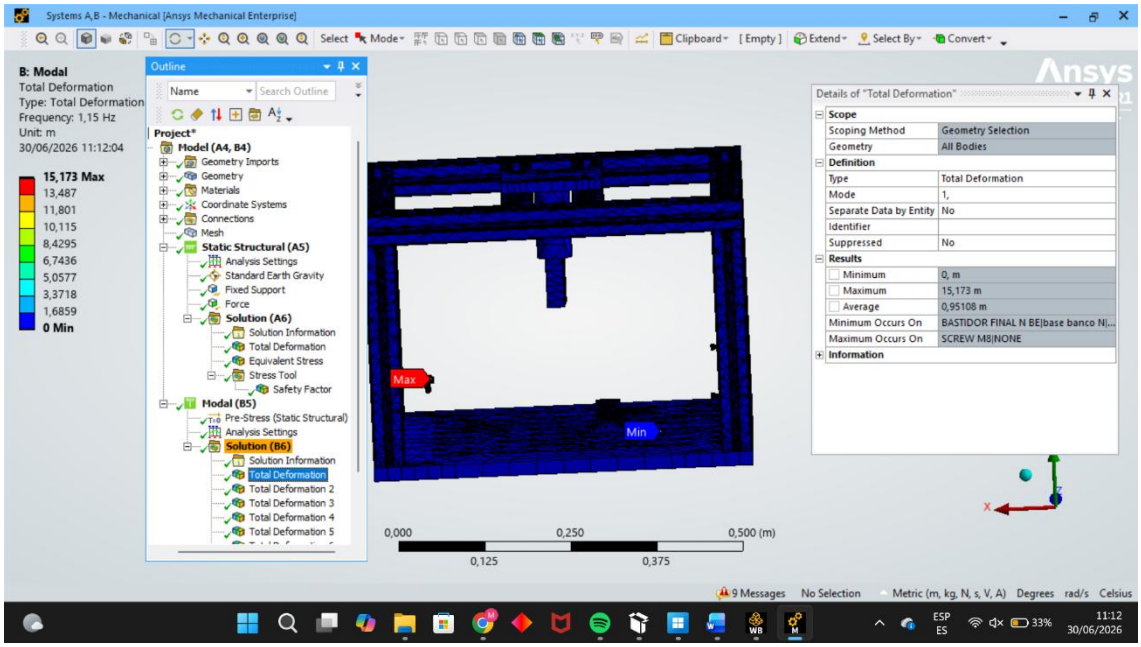


Ilustración 36, MODAL 2

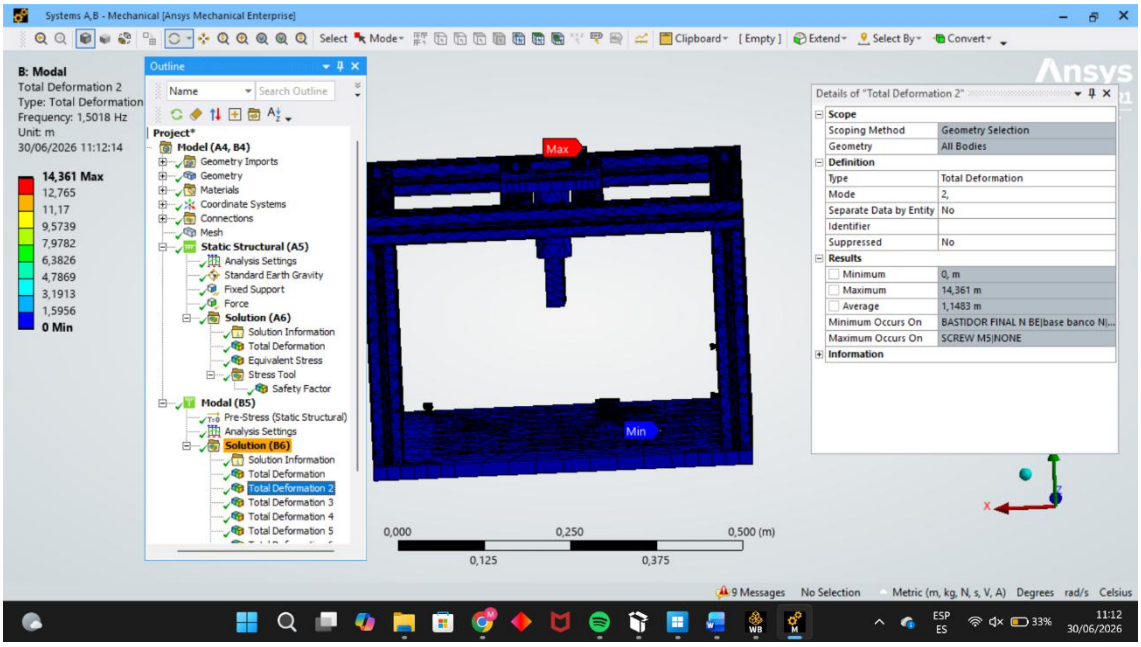


Ilustración 37, MODAL 3

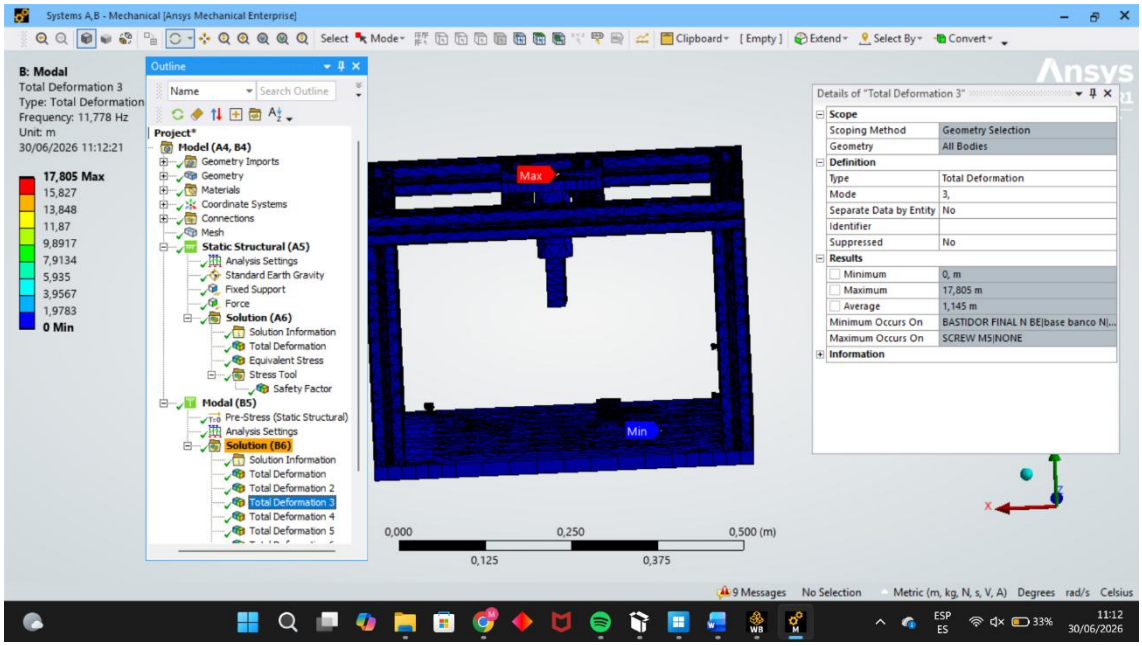


Ilustración 38, MODAL 4

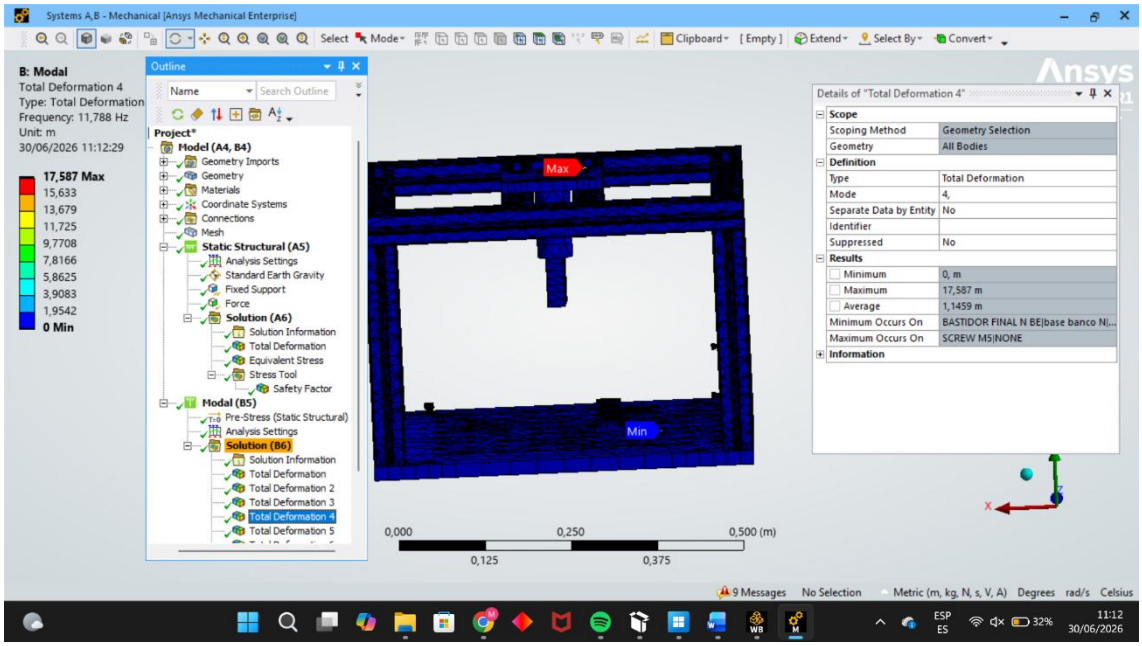


Ilustración 39, MODAL 5

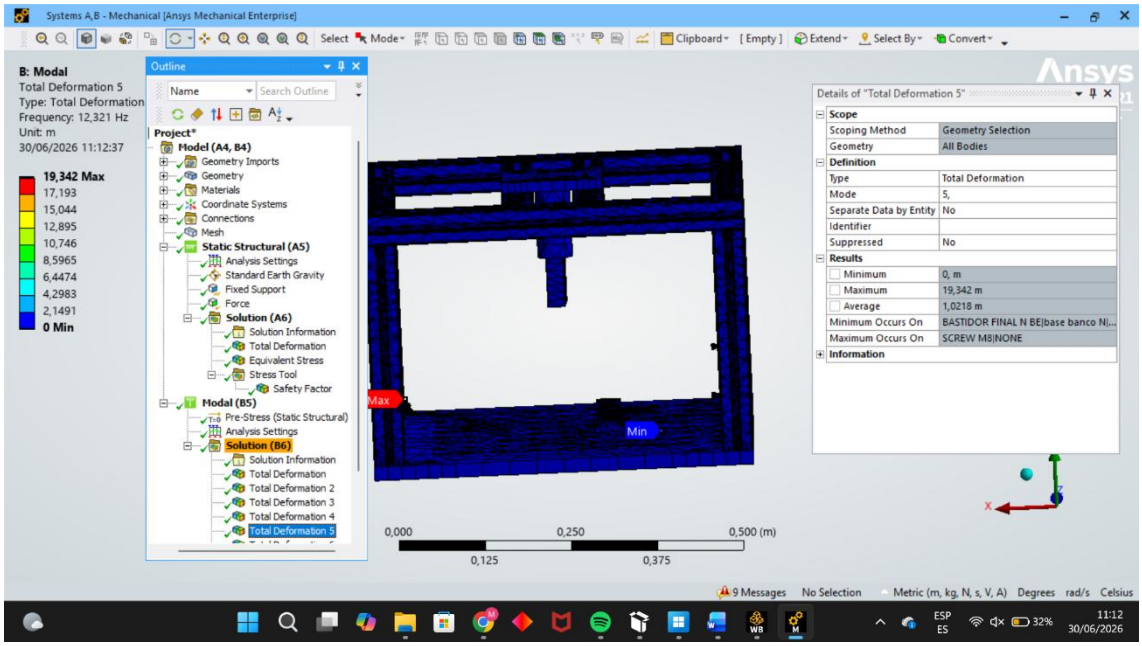


Ilustración 40, MODAL 6

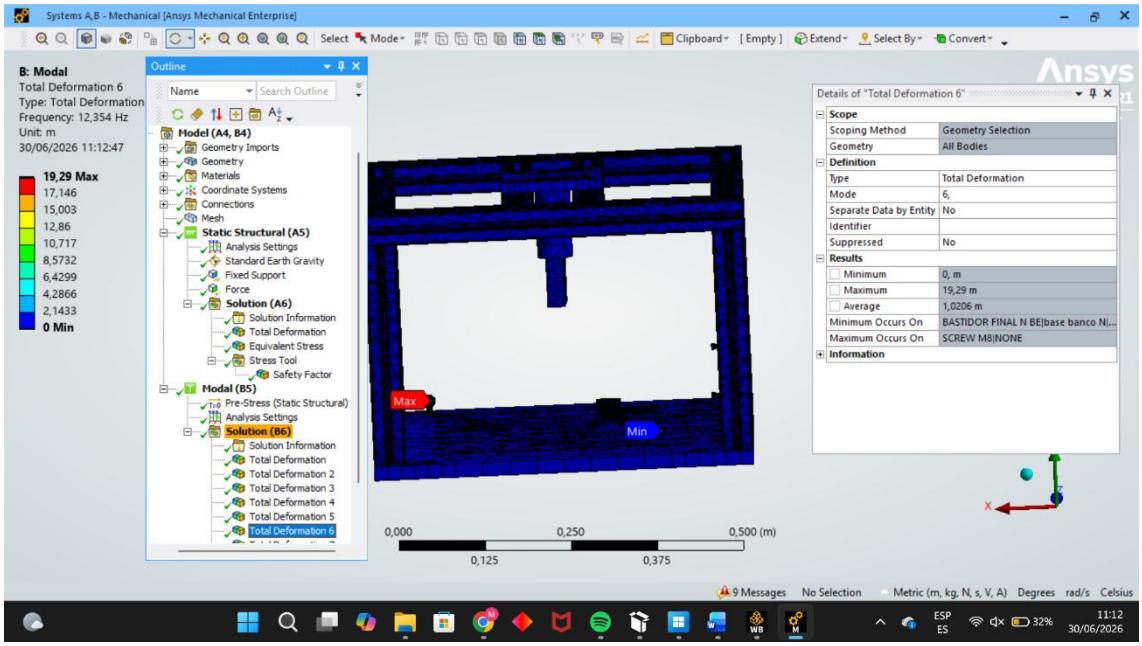


Tabla 5, resumen del Análisis Estructural y Modal en ANSYS

CATEGORIA	PARAMETRO	VALOR	DETALLES TECNICOS
GEOMETRIA	Componentes principales	Banco de perfiles T-Slot y prótesis	Geometria importada en formato STEP
MATERIALES	Estructura del banco	Aleación de aluminio	Reemplazado para reflejar el peso real de los perfiles comerciales utilizados
	Prótesis	Default	Configuración base del modelo
Contactos	Tipo de unión global	Bonded	Conexiones automáticas continuas entre tornillos y perfiles
	Ajuste de tornillería	Formulación MPC	Enlaces rígidos matemáticos para evitar piezas sueltas
	Tolerancia de holguras	Pinball Region: radius 5mm	Forzado de contacto en tornillo M5
Condiciones de contorno	Suporte fijo	16 caras (bases de las patas)	Restricción total de movimiento en la base de la estructura
	Fuerza externa	-2000N (dirección en el eje Y)	Aplicada vectorialmente mediante componentes en la cara superior
	Gravedad	-9.81 (Eje Y)	Simulación de peso propio de la estructura
Configuración del Solver	Estabilización	Weak springs: **OFF**	Desactivado al estar la tornillería

			totalmente restringida
Resultados estáticos	Estrés máximo	220.33	Localizada en ek punto crítico superior bajo la carga.
	Estrés mínimo	1.2776 Pa	Localizado en las zonas de la base
	Deformación Total Máxima	2.6498e-4	Concentrada en la barra de apoyo superior bajo la carga
	Deformación Total Mínima	0 m	Localizada estrictamente en los apoyos fijos (min)
	Factor de seguridad	1.1347	Estructura segura, sin plastificación.
Resultades modales	Modos de vibración solicitados	6 modos	Análisis dinámico bajo precarga estática
	Modo 1	1.15 Hz	Flexión lateral
	Modo 2	1.5018	Oscilación longitudinal
	Modo 3	11.778	Modo torsional
	Modo 4	11.788	Vibración simétrica
	Modo 5	12.321	Flexión orden superior
	Modo 6	12.354	Modo de vibración complejo localizado

Capítulo 5. MONTAJE DEL BANCO DE ENSAYOS

5.1 Introducción al montaje del banco de ensayos

Una vez completado el diseño mecánico del banco de ensayos y validado su comportamiento estructural mediante simulación numérica, se procede a definir el proceso de montaje del conjunto. Esta fase resulta fundamental para garantizar la correcta integración de todos los componentes diseñados, así como para verificar la viabilidad constructiva de la solución propuesta.

El montaje del banco se ha planteado siguiendo una secuencia lógica de ensamblaje, comenzando por la estructura principal y continuando con la instalación de los sistemas de actuación, fijación e instrumentación. El objetivo es obtener un conjunto funcional que permita reproducir las condiciones de carga definidas durante el estudio biomecánico realizado en capítulos anteriores.

5.2 Secuencia de montaje

Tabla 6, secuencia de operación

ETAPA	OPERACIÓN
1	Montaje de la estructura principal de perfiles T-Slot
2	Instalación de uniones y escuadras
3	Colocación del sistema de guiado
4	Montaje del actuador
5	Instalación de la mordaza
6	Ajuste y alineación del conjunto
7	Instalación de sensores e instrumentación
8	Verificación final

5.3 Procedimiento de ensamblaje

El proceso de ensamblaje comienza con la construcción de la estructura principal mediante perfiles modulares T-slot de aluminio de sección 45x45 mm. Estos elementos constituyen el bastidor resistente del banco y proporcionan la rigidez necesaria para soportar las cargas generadas durante el ensayo.

Una vez montada la estructura principal, se procede a la instalación de los elementos de unión y refuerzo, verificando la correcta perpendicularidad y alineación de los perfiles. Posteriormente se instala el sistema de actuación, responsable de aplicar la carga sobre la prótesis durante el ensayo.

A continuación, se incorpora el sistema de fijación diseñado específicamente para inmovilizar la prótesis. Este elemento debe garantizar una correcta transmisión de esfuerzos sin generar movimientos relativos que puedan alterar los resultados experimentales.

Finalmente se integran los elementos de instrumentación y control, realizando las comprobaciones necesarias para asegurar el correcto funcionamiento del conjunto antes de su puesta en servicio.

5.4 Consideraciones de montaje y mantenimiento

El empleo de perfiles estructurales modulares facilita significativamente las operaciones de montaje, desmontaje y modificación del banco de ensayos. Esta característica permite realizar ajustes geométricos o sustituciones de componentes sin necesidad de modificar permanentemente la estructura.

Asimismo, la configuración adoptada simplifica las tareas de mantenimiento preventivo y correctivo, permitiendo un acceso adecuado a los elementos de actuación, fijación e instrumentación. Esta modularidad constituye una de las principales ventajas de la solución desarrollada frente a otras alternativas constructivas basadas en estructuras soldadas.

Capítulo 6. PRESUPUESTO

6.1 Introducción

Con el fin de evaluar la viabilidad económica del banco de ensayos diseñado, se ha realizado una estimación de costes asociada a la fabricación, adquisición y montaje de los diferentes componentes que forman parte del sistema.

El presupuesto elaborado incluye los principales elementos estructurales, sistemas de actuación, componentes mecánicos normalizados y elementos auxiliares necesarios para la construcción del banco. Los precios considerados corresponden a valores de mercado obtenidos a partir de catálogos de fabricantes y distribuidores especializados.

6.2 Coste de materiales y componentes

El presente presupuesto recoge una estimación económica de los principales materiales y componentes necesarios para la fabricación del banco de ensayos diseñado. Los precios utilizados corresponden a valores comerciales orientativos obtenidos de proveedores especializados y permiten estimar el coste de fabricación del prototipo.

Tabla 7, presupuesto

COMPONENTE	**CANT.**	**PRECIO UD. APROX.**	**SUBTOTAL**
Perfil aluminio T-Slot 45x45 mm, 2m	6	54,65€	327,9€
Escuadra soporte angulo M8 45 mm	12	18,61€	223,32€
Tornillo cabeza martillo M8, bolsa 10 ud	8	8,55€	68,40€
Tornillo Allen M8x16, bolsa	2	13,33€	26,66€

Tapas perfil 45x45, bolsa 10 ud	1	18,17€	18,17€
Actuador lineal RS PRO 2000N, 24V, 100 mm	1	345,68€	345,68€
Arduino UNO Rev. 3	1	22,37€	22,37€
Encoder Omron E6B2-CWZ6C similar	1	279,11€	279,11€
Celula de carga RS PRO 500 KG	1	316,40€	316,40€
LM324, paquete	1	3,40€	3,40€
		TOTAL	**1.631,41€**

A partir de los datos recopilados puede observarse que los elementos con mayor peso económico dentro del presupuesto corresponden al sistema de actuación y a los componentes estructurales principales. Estos elementos constituyen la base funcional del banco de ensayos y condicionan en gran medida el coste total del proyecto.

6.3 Coste total

El coste total estimado para la fabricación y montaje del banco de ensayos asciende a 1.631.41€. Este valor representa una estimación orientativa basada en precios comerciales disponibles en el momento de realización del proyecto y puede variar en función de la disponibilidad de componentes, proveedores seleccionados o modificaciones futuras del diseño.

El coste total obtenido corresponde exclusivamente a los materiales y componentes principales, sin considerar costes asociados al mecanizado, mano de obra, transporte o posibles costes indirectos derivados de la fabricación.

6.4 Valoración económica

Desde el punto de vista económico, la solución desarrollada puede considerarse viable para aplicaciones de investigación y validación experimental de prótesis de cadera canina. La utilización de componentes comerciales normalizados permite reducir los costes de fabricación y simplifica tanto el montaje como las futuras operaciones de mantenimiento.

Además, la naturaleza modular del diseño facilita posibles ampliaciones o modificaciones sin necesidad de reemplazar completamente la estructura existente, contribuyendo a mejorar la rentabilidad de la inversión realizada.

Desde un punto de vista económico, el banco de ensayos presenta un coste reducido si se compara con equipos comerciales destinados a aplicaciones biomecánicas similares. El empleo de componentes comerciales normalizados permite reducir significativamente el coste de fabricación y facilita el mantenimiento y la sustitución de elementos en futuras modificaciones del sistema.

Capítulo 7. CONCLUSIONES

El presente Trabajo Fin de Grado ha permitido desarrollar el diseño mecánico de un banco de ensayos destinado a la evaluación experimental de prótesis de cadera canina para perros de raza grande, tomando como referencia la biomecánica de la articulación coxofemoral del Pastor Alemán.

En primer lugar, se llevó a cabo un estudio bibliográfico de la locomoción canina con el objetivo de determinar las condiciones de carga más representativas que experimenta la articulación durante la marcha. A partir de esta revisión se establecieron los parámetros de diseño necesarios para dimensionar el banco de ensayos, considerando tanto las componentes verticales asociadas al peso corporal como las componentes horizontales derivadas de la aceleración y desaceleración del animal.

Posteriormente se desarrolló el diseño conceptual del banco de ensayos, evaluando distintas alternativas hasta obtener una configuración estructural basada en perfiles modulares de aluminio tipo T-slot, que proporciona una elevada rigidez, facilidad de montaje y capacidad de adaptación para futuras modificaciones. Asimismo, se integraron los diferentes componentes mecánicos necesarios para la aplicación de carga, el guiado del actuador y la fijación de la prótesis, obteniendo un conjunto funcional y constructivamente viable.

Con el fin de verificar el comportamiento mecánico de la estructura diseñada, se realizó un análisis mediante el método de los elementos finitos utilizando ANSYS Mechanical. Los resultados obtenidos muestran que el banco de ensayos presenta deformaciones reducidas, niveles de tensión compatibles con las propiedades resistentes de los materiales empleados y factores de seguridad adecuados para las condiciones de carga consideradas. Del mismo modo, el análisis modal permitió comprobar que las frecuencias naturales de la estructura no comprometen el funcionamiento previsto del sistema durante los ensayos.

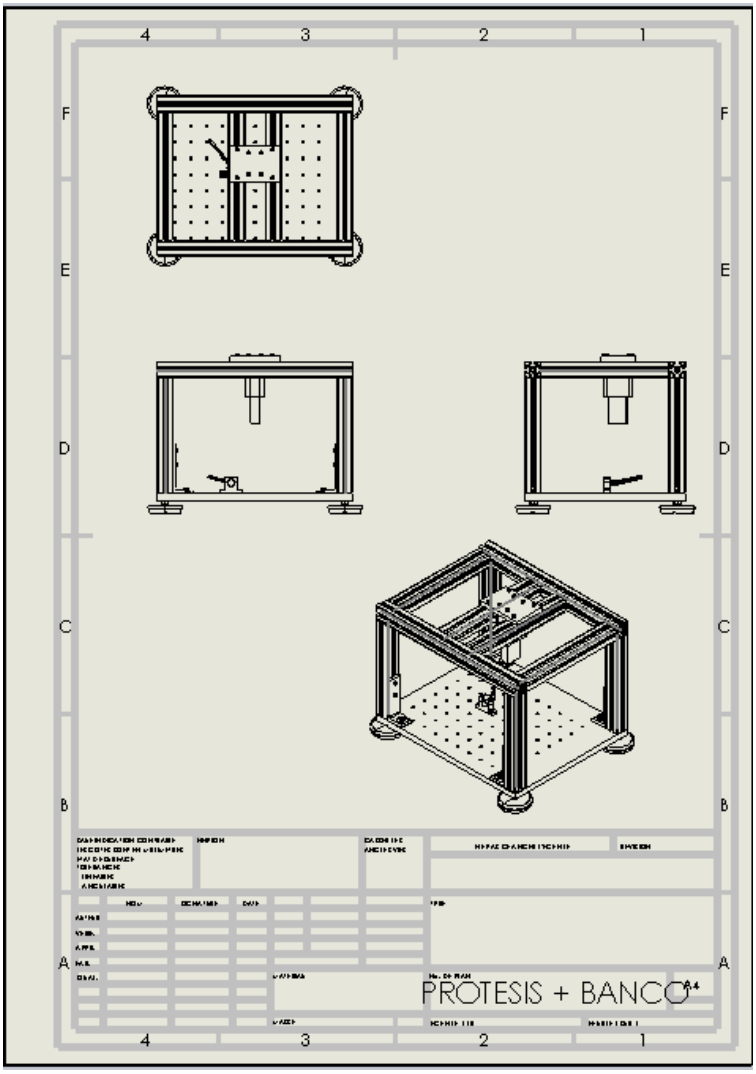
Finalmente, se desarrolló una propuesta de procedimiento de montaje y una estimación económica de los principales componentes, demostrando la viabilidad técnica y constructiva del banco de ensayos diseñado.

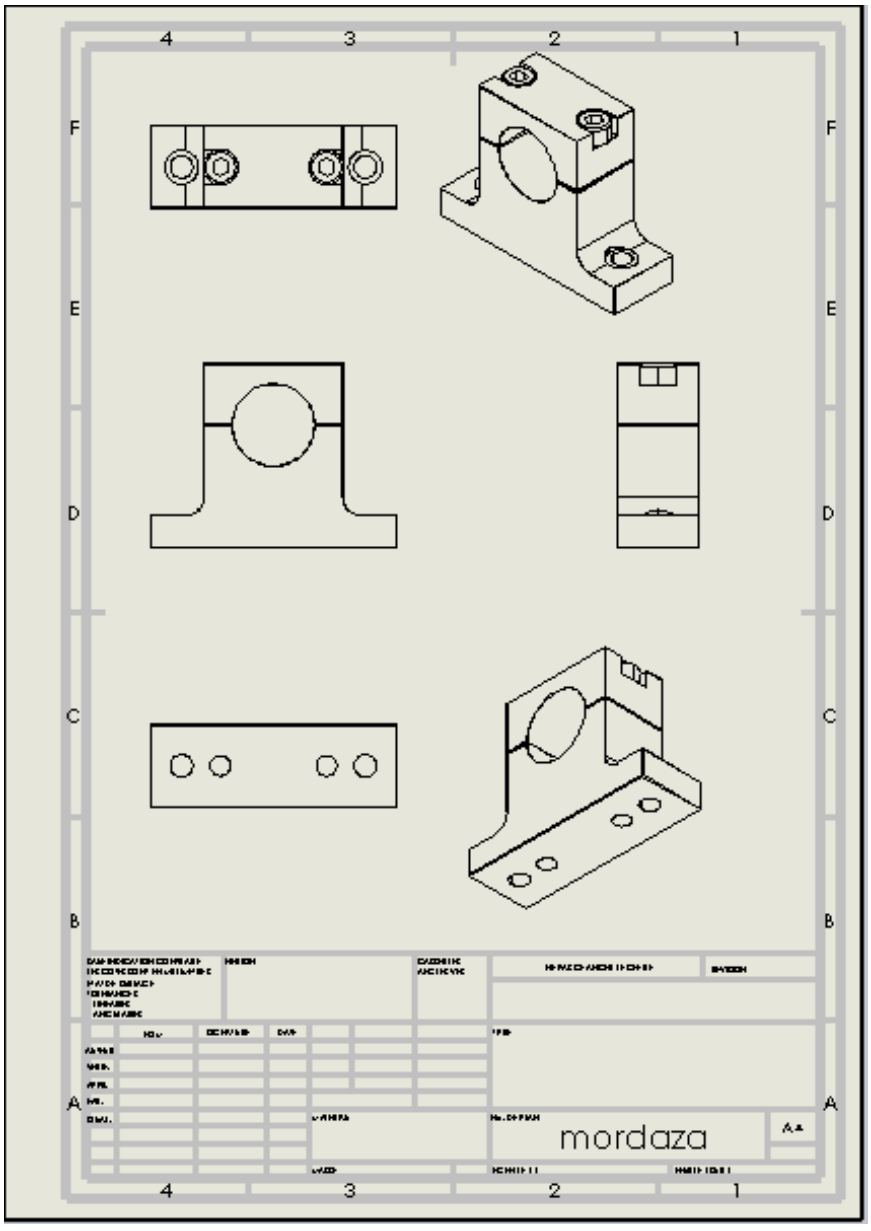
Como líneas futuras de trabajo, se plantea la fabricación del prototipo, la integración completa del sistema de adquisición de datos mediante célula de carga, sensores de desplazamiento y galgas extensométricas, así como la realización de campañas experimentales que permitan validar diferentes modelos de prótesis bajo condiciones de carga representativas de la locomoción canina.

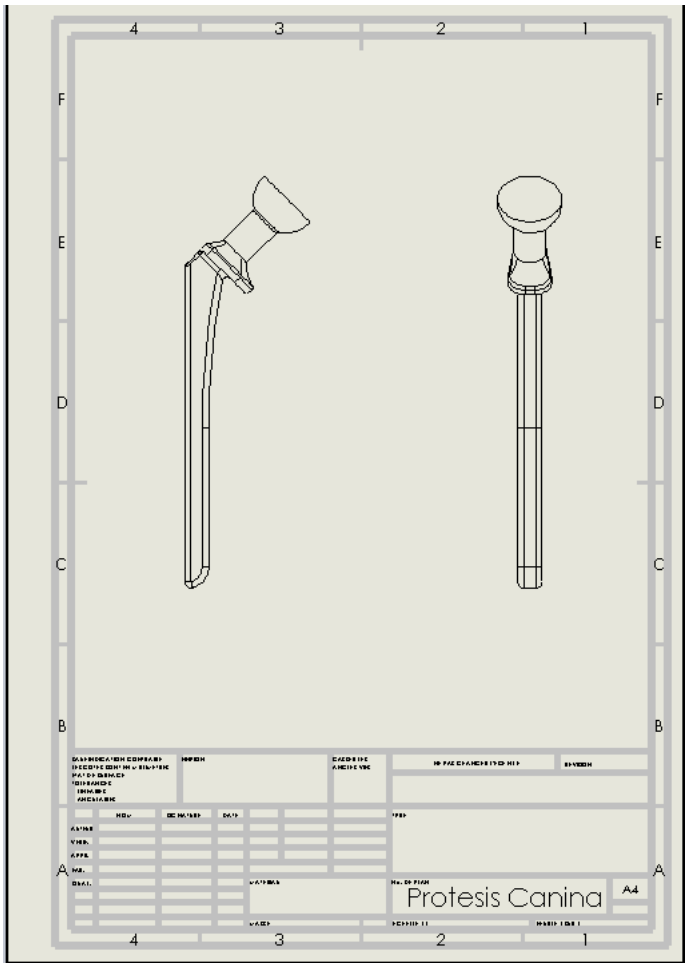
En conjunto, los objetivos planteados al inicio del trabajo han sido alcanzados, obteniéndose un diseño funcional, técnicamente fundamentado y susceptible de ser implementado como plataforma experimental para futuros estudios de biomecánica y validación estructural de prótesis veterinarias.

ANEXOS

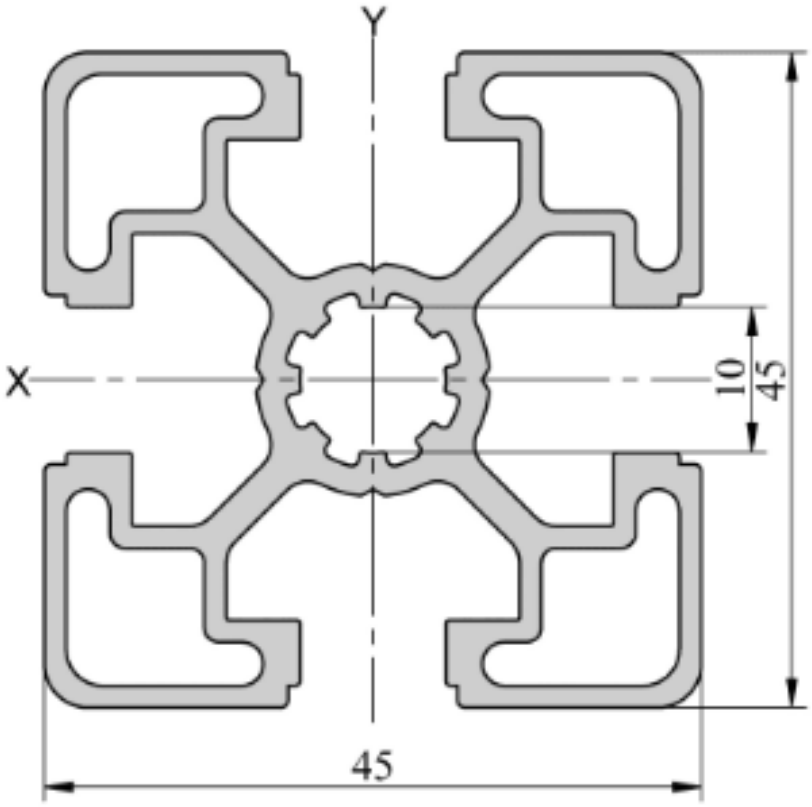
En los anexos se incluye la documentación complementaria utilizada durante el desarrollo del proyecto, permitiendo ampliar la información presentada en la memoria principal sin interrumpir el desarrollo del contenido técnico.


PROTESIS + BANCO


4
3
2
1
F
E
D
C
B
A
mordaza


4
3
2
1
F
E
D
C
B
A
Protesis Canina
A4




Y
X
10
45
45






RS PRO



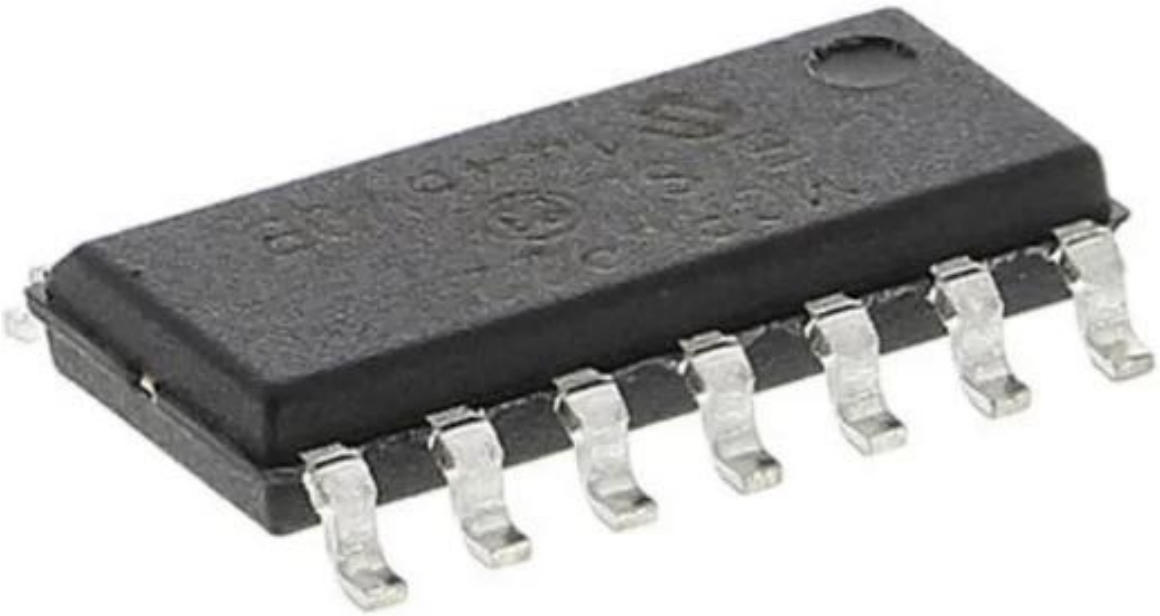

DIGITAL (PWM~)
UNO
ARDUINO
POWER
ANALOG IN
ARDUINO.CC


ARDUINO
UNO


CE
27315M
Black : OUT A
White : OUT B
Orange: OUT Z
MADE IN CHINA




MOD: 616
CAP: 500kg
O.P.: 2.0509 mV/V
S/N: NOJA30105194
RS
PRO



BIBLIOGRAFÍA

[1] K. S. Schulz, *Veterinary Surgery: Small Animal*, 2nd ed. St. Louis: Elsevier, 2017.

[2] D. V. Lee, J. E. A. Bertram, and R. J. Todhunter, "Acceleration and balance in trotting dogs," *Journal of Experimental Biology*, vol. 202, no. 24, pp. 3565–3573, 1999.

[3] R. M. Walter and D. R. Carrier, "Ground forces applied by galloping dogs," *Journal of Experimental Biology*, vol. 212, pp. 324–331, 2009.

[4] M. Surer et al., "Kinematic analysis of gait in German Shepherd dogs using 3D motion capture," *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2020.

[5] BioMedtrix, "Total Hip Replacement Systems for Veterinary Applications," disponible en: https://biomedtrix.com

[6] Bosch Rexroth AG. Assembly Technology Manual. 2020.

[7] J. Gere and S. Timoshenko, *Mechanics of Materials*, 5th ed. Boston: PWS Publishing, 1997.

[8] R. C. Hibbeler, *Structural Analysis*, 10th ed. Pearson, 2018.

[9] Instron, *Materials Testing Systems and Fixtures*, 2021. Disponible en: https://www.instron.com.

[10] Dassault Systèmes. SOLIDWORKS 2024 Documentation. https://help.solidworks.com

[11] Colborne, G. R., Good, L., Cozens, L. E., Kirk, L. S., "Symmetry of Hind Limb Mechanics During Trotting in Labrador Retrievers," *American Journal of Veterinary Research*, vol. 72, no. 3, pp. 336–344, 2011.

[12] McLaughlin, R. M., "Kinetic and Kinematic Gait Analysis in Dogs," *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, vol. 31, no. 1, pp. 193–201, 2001.

[13] ANSYS Inc. *ANSYS Mechanical User's Guide.*Release 2025 R1. https://www.ansys.com

[14] RS Components.

Technical Catalogue – Aluminium Profiles and Mechanical Components.

https://es.rs-online.com