



**EDUCACIÓN**  
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO  
NACIONAL DE MÉXICO

Instituto Tecnológico de Pachuca

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE PACHUCA

# DISEÑO DE UN BANCO DE PRUEBAS PARA PRÓTESIS DE CADERA

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN INGENIERÍA MECÁNICA  
PRESENTA

ING. EMMANUEL RESENDIZ SOSA

DIRECTOR:  
DR. EDGAR ERNESTO VERA CÁRDENAS

CO-DIRECTOR:  
DRA. NAYELI CAMACHO TAPIA

PACHUCA DE SOTO, HIDALGO AGOSTO 2021



Carretera México-Pachuca Km. 87.5, Col. Venta Prieta,  
Pachuca, Hidalgo. C.P. 42080 A.P. 276  
Tels.: (771) 7105251, 170 0301, 170 0345 y 170 0687  
tecnm.mx | pachuca.tecnm.mx





Instituto Tecnológico de Pachuca  
División de Estudios de Posgrado e Investigación

Pachuca, Hidalgo, **24/Agosto/2021**  
OFICIO No. DEPI-77-21

**C. ING. EMMANUEL RESÉNDIZ SOSA  
PRESENTE**

La que suscribe, jefa de la División de Estudios de Posgrado e Investigación, le comunica que los miembros de la Comisión Revisora, designada por el Consejo de Posgrado de la Maestría en Ingeniería Mecánica para examinar su Tesis:

Diseño de un banco de pruebas para prótesis  
de cadera

se han reunido, y después de intercambiar opiniones manifiestan su aprobación de la Tesis, en virtud que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes y, en consecuencia, se autoriza su impresión.

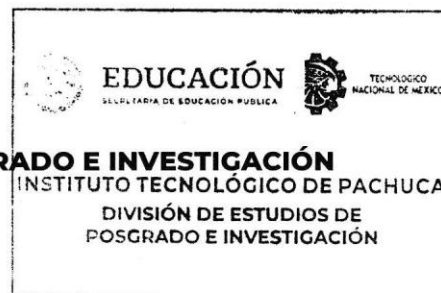
Sin otro particular por el momento, quedo de Usted.

**ATENTAMENTE**

*El Hombre Alimenta el Ingenio en Contacto con la Ciencia*

**M. A. C. ELODIA CLAUDIA GUERRERO ORTIZ**  
**JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**

C.p. Archivo  
ECGO/LMPP





Consejo de Posgrado de la Maestría en Ingeniería Mecánica  
A C T A

Siendo las 13:00 horas del 19 de febrero de 2020, reunidos a distancia, el Consejo de Posgrado de la Maestría en Ingeniería Mecánica manifiesta la APROBACIÓN del tema de Tesis: *Diseño de un banco de pruebas para prótesis de cadera*, con el siguiente contenido:

- Resumen/Abstract
- Nomenclatura
- Contenido
- Índice de cuadros, gráficas y figuras.
- 1- Introducción
- 2- Estado del arte
- 3- Marco teórico
- 4- Metodología de diseño
- 5- Resultados
- Conclusiones
- Bibliografía
- Apéndices

Para cubrir el requisito correspondiente a la Tesis para que el Ing. Emmanuel Reséndiz Sosa obtenga el grado de Maestro en Ingeniería Mecánica, bajo la dirección del Dr. Édgar Ernesto Vera Cárdenas y de la Dra. Nayeli Camacho Tapia.

**ATENTAMENTE**

*El Hombre Alimenta el Ingenio en Contacto con la Ciencia*

**EL CONSEJO DE POSGRADO**

**Dr. Hugo Francisco Abundis Fong**

**Dr. Armando Irvin Martínez Pérez**

**Dr. Luis Manuel Palacios Pineda**

**Dra. Erika Osiris Ávila Dávila**

**Dr. Ignacio Ramírez Vargas**

**Dr. Edgar Ernesto Vera Cárdenas**

**Dra. Marisá Moreno Ríos**

**Dr. Juan Serrano Arellano**

**Dr. Valente Hernández Pérez**

## **Agradecimientos**

A mis Padres, los cuales me han apoyado a lo largo de todos mis estudios.

A mi novia Valeria por su apoyo y por compartir su conocimiento en terapia física y anatomía para la culminación de este trabajo.

A mi director de tesis Dr. Edgar Ernesto Vera Cárdenas, gracias por su tiempo y asesoramiento que me ha dedicado, por su aportación para la culminación de este proyecto.

A mi codirectora de tesis, la Dra. Nayeli Camacho Tapia por el apoyo brindado durante la elaboración del proyecto.

A todo el personal docente del Posgrado en Ingeniería Mecánica del Instituto Tecnológico de Pachuca, gracias por formarnos como profesionistas de alto nivel educativo, lo cual nos servirá para aportar mucho a nuestra sociedad y país.

Al CONACYT por el apoyo económico que me fue otorgado durante mi formación en el posgrado.

# Índice general

Agradecimientos .....	iv
Índice general.....	v
Índice de figuras.....	vii
Índice de tablas .....	viii
Nomenclatura.....	x
Resumen.....	1
Abstract.....	1
Capítulo 1. Introducción .....	2
1.1 Planteamiento del problema .....	2
1.2 Justificación.....	4
1.3 Objetivos .....	4
General .....	4
1.4 Hipótesis.....	5
1.5 Metodología .....	5
Capítulo 2. Estado del arte .....	12
2.1 Introducción .....	12
2.2 Patentes.....	12
2.3 Tesis .....	14
2.4 Artículos .....	16
Capítulo 3. Marco teórico .....	18
3.1 Introducción .....	18
3.2 Diseño en ingeniería mecánica.....	18

3.3	Metodología de diseño .....	18
3.4	Simulación de movimiento.....	19
3.5	Tribología .....	19
3.6	Prótesis de cadera .....	20
3.7	Pares tribológicos y tipos .....	21
3.8	Banco de pruebas para prótesis de cadera.....	22
3.8.1	Tipos de banco de pruebas para prótesis de cadera .....	22
3.9	Cadera.....	24
3.9.1	Anatomía de cadera.....	24
3.9.2	Biomecánica de la cadera.....	25
Capítulo 4.	Metodología de diseño .....	28
4.1	Metodología de diseño .....	28
4.2	Clarificación de objetivos.....	28
4.3	Establecimiento de funciones.....	30
4.4	Especificación de requerimientos.....	31
4.5	Determinación de características.....	32
4.6	Generación de alternativas .....	34
4.7	Evaluación de alternativas.....	34
4.8	Diseño conceptual del banco de pruebas.....	36
Capítulo 5.	Resultados .....	37
5.1	Desarrollo .....	37
5.1.1	Diseño de ejes .....	37
5.1.2	Diseño de cuerpo de manivela .....	39
5.1.3	Diseño de canal CE.....	39
5.1.4	Soporte para motor.....	40

5.1.5	Diagrama S-N acero ASTM A36.....	40
5.1.6	Cálculo de rodamientos.....	41
5.1.7	Cálculo de la resistencia de pernos .....	42
5.2	Diseño final del banco de pruebas.....	45
5.2.1	Módulo 1. Estructura principal .....	45
5.2.2	Módulo 2. Estructura de celdas para prótesis .....	46
5.2.3	Módulo 3. Sistema de accionamiento .....	47
5.2.4	Módulo 5. Sistema tipo prensa.....	48
5.3	Tablas de presupuesto .....	49
Capítulo 6. Conclusiones .....		52
Bibliografía .....		53
Apéndices.....		56
Apéndice 1. Jornada de ciencia y tecnología aplicada.....		56
Apéndice 2. Dibujos técnicos.....		57

## Índice de figuras

Figura 1.	Artroplastia de cadera. ....	2
Figura 2.	Simulador de cadera comercial [3]. ....	3
Figura 3.	Prótesis de diferentes materiales [4]. ....	3
Figura 4.	Diagrama a bloques de la metodología.....	6
Figura 5.	Siete etapas del proceso de diseño colocadas dentro del modelo simétrico de problema/solución [1]. ....	8
Figura 6.	Pasos en el proceso de diseño [15]. ....	18
Figura 7.	Partes de una prótesis de cadera [18]. ....	21
Figura 8.	Hueso coxal y cabeza femoral [21]. ....	25
Figura 9.	Planos anatómicos [21]. ....	26

Figura 10. Movimientos de articulación de cadera: a) Flexión, b) Extensión, c) Abducción, d) Aducción, e) Rotación interna y externa [21].	27
Figura 11. Etapas de diseño de la Metodología de Nigel Cross.	28
Figura 12. Árbol de objetivos.	29
Figura 13. Caja negra.	30
Figura 14. Caja transparente.	30
Figura 15. Matriz de la calidad.	33
Figura 16. Ensamble de diseño conceptual del banco de pruebas.	36
Figura 17. Modelo CAD de eje.	37
Figura 18. Trazado de esfuerzos Von Mises en el eje.	38
Figura 19. Trazado de esfuerzos Von Mises de manivela.	39
Figura 20. Trazado de esfuerzos Von Mises de canal CE.	39
Figura 21. Trazado de esfuerzos Von Mises de soporte.	40
Figura 22. Diagrama de Wöhler de acero ASTM A36 [11].	41
Figura 23. Unión atornillada.	43
Figura 24. Esquema de módulos.	45
Figura 25. Estructura principal.	46
Figura 26. Estructura de celdas para prótesis.	46
Figura 27. Celda para prótesis.	47
Figura 28. Sistema de accionamiento.	47
Figura 29. Celda para prótesis.	49

## Índice de tablas

Tabla 1. Patentes nacionales e internacionales sobre bancos de pruebas para prótesis de cadera.	12
Tabla 2. Tesis de grado y posgrado relacionadas con el diseño y construcción de bancos de prueba.	14
Tabla 3. Artículos de revistas indexadas relacionados con bancos de pruebas para prótesis de cadera.	16
Tabla 4. Bancos de prueba comerciales.	23
Tabla 5. Requerimientos establecidos.	31



Tabla 6. Posibles combinaciones de medios de solución.....	34
Tabla 7. Selección de alternativas de solución.....	35
Tabla 8. Valores de esfuerzo máximo y estatus de fatiga .....	41
Tabla 9. Cotización de estructura principal.....	49
Tabla 10. Cotización de estructura de celdas para prótesis.....	50
Tabla 11. Cotización de sistema de accionamiento.....	50
Tabla 12. Cotización de sistema tipo prensa .....	51
Tabla 13. Sumatoria de costos.....	51

## Nomenclatura

<b>Símbolo</b>	<b>Descripción</b>
$d$	Diámetro del eje
$\tau_{max}$	Esfuerzo cortante máximo de operación del material
$T$	Torque
$F_s$	Factor de seguridad
$\tau_{ultimo}$	Esfuerzo cortante ultimo del material
$F$	Fuerza
$L_{10}$	Vida nominal de rodamiento
$C$	Capacidad de carga dinámica básica
$P$	Carga radial de operación
$n$	Número de revoluciones por minuto
$L_{10h}$	Vida nominal de rodamiento medido en horas de funcionamiento
$FvEd$	Cortante que actúa sobre la unión
$FtEd$	Esfuerzo de tracción que actúa sobre la unión
$A_s$	Área resistente del tornillo
$fub$	Tensión ultima a tracción del tornillo
$Ymb$	Coefficiente parcial de seguridad para tornillos
$d$	Diámetro del tornillo
$t$	Espesor de la placa
$f_u$	Resistencia a tracción del acero de la placa
$\alpha$	Valor de una constante
$d_m$	Valor del diámetro entre los círculos circunscritos e inscrito a la cabeza del tornillo
$FvRd$	Resistencia a cortante del perno
$FbRd$	Resistencia por aplastamiento
$FtRd$	Resistencia a tracción del perno
$BpRd$	Resistencia de punzonamiento

## **Resumen**

En este trabajo se presenta el diseño y simulación de un banco de pruebas para prótesis de cadera con el fin de evaluar diferentes materiales protésicos. Para el desarrollo del banco, se empleó la metodología de diseño en ingeniería propuesta por Nigel Cross. El banco consiste en una estructura y mecanismos que generan movimientos análogos al de la articulación de cadera. Se calcularon condiciones estáticas mediante análisis del elemento finito para determinar deformaciones y esfuerzos en la estructura. Se emplearon motores de corriente directa para impulsar los mecanismos de transmisión de movimiento. Finalmente se validó el diseño verificando que cumpla con los requerimientos definidos en la norma ISO 14242-1 Implantes para cirugía.

El diseño de este tipo de bancos, permite estudiar pares tribológicos, específicamente para el desarrollo y validación de nuevos materiales para fabricar prótesis de cadera.

Palabras clave: Metodología de diseño, banco de pruebas, prótesis de cadera, desgaste.

## **Abstract**

In this work, the design and simulation of a test bench for total hip prostheses is presented to evaluate different prosthetic materials. The engineering design methodology proposed by Nigel Cross was used for the development of the test bench. The bench consists of a structure and mechanisms that generate movements similar to that of the hip joint. Static conditions were calculated by finite element analysis to determine deformations and stresses in the structure. Direct current motors were used to drive the motion transmission mechanisms. Finally, the design was validated verifying that the test bench meets the requirements defined in the ISO 14242-1 standard Implants for surgery.

The design of this type of testing devices allows studying tribological pairs, specifically for the development and validation of new materials for total hip replacements.

Keywords: Design methodology, test bench, hip prosthesis, wear.

## Capítulo 1. Introducción

Hoy en día la artroplastia de cadera ha evolucionado de gran manera convirtiéndose en uno de los tratamientos quirúrgicos más exitosos del área ortopédica. Este método quirúrgico en el cual se puede reemplazar total o parcialmente la articulación de cadera, disminuye el dolor y mejora la función de la articulación en pacientes con patología degenerativa o inflamatoria de cadera. En la Figura 1 se muestra una prótesis total de cadera [1].



Figura 1. Artroplastia de cadera [45].

### 1.1 Planteamiento del problema

Existen varios simuladores comerciales de cadera diseñados para validar el desempeño mecánico de la prótesis. La validación del desempeño mecánico conlleva diferentes pruebas, una de ellas es la evaluación del desgaste entre los componentes, sin embargo, no es tan sencillo contar con ellos desde el punto de vista económico, lo cual hace muy difícil su adquisición. En la Figura 2 se muestran un simulador de cadera comercial.



Figura 2. Simulador de cadera comercial [2].

El éxito en el reemplazo de cadera, depende en gran parte de la resistencia al desgaste del material de la prótesis [1]. Los materiales empleados actualmente tienen una duración promedio de 15 a 25 años, después de ese tiempo es necesario reemplazar la prótesis mediante un nuevo proceso quirúrgico, el cual es más traumático para los pacientes, debido principalmente al tiempo de recuperación [1]. Tras este periodo de tiempo los componentes, en especial la cabeza y el componente acetabular que son las dos superficies que están en constante movimiento, se desgastan, volviéndose cada vez menos eficientes y transmitiendo un mayor esfuerzo al hueso que las rodea. Las aleaciones utilizadas en los componentes articulares totales de cadera, como las que se muestran en la Figura 3, son las siguientes: acero inoxidable, titanio-aluminio-vanadio, cobalto-cromo-tungsteno-níquel forjado y cobalto-níquel-cromo-molibdeno.



Figura 3. Prótesis de diferentes materiales [3].

## **1.2 Justificación**

Para llevar a cabo las diferentes pruebas establecidas para cada dispositivo y por cada norma ASTM o ISO, se pueden emplear equipos comerciales o máquinas de tensión-compresión estáticas o dinámicas, donde es necesario adquirir o diseñar dispositivos de sujeción para realizar la prueba. Lo anterior implica una gran inversión económica en el equipo base además del diseño y la fabricación de los dispositivos de sujeción, e incluso algunas veces es difícil integrarlos a los sistemas de control de las máquinas por tener arquitecturas cerradas. Por tanto, es necesario generar tecnología nacional de gran calidad que permita, de forma más económica y práctica, tener sistemas o equipos de pruebas versátiles para la evaluación de diferentes prótesis médicas. En este caso, el diseño de un banco de pruebas para prótesis de cadera permitirá la validación de nuevos diseños de componentes de prótesis, y el desarrollo y estudio de materiales alternativos que mejoren el desempeño de las mismas.

## **1.3 Objetivos**

### **General**

Diseñar un banco de pruebas para prótesis de cadera, por medio de una metodología de diseño y software de ingeniería, con el fin de desarrollar la capacidad para evaluar materiales y geometrías alternativos para prótesis totales de cadera.

### **Específicos**

- Especificar las características técnicas y/o atributos del producto a diseñar, relacionándolas con los requerimientos establecidos en la normatividad vigente.
- Proponer alternativas de diseños conceptuales para cada función y sub función, elaborando la matriz de soluciones.
- Desarrollar los diseños conceptuales finales del banco de pruebas para prótesis totales de cadera.
- Simular numéricamente los elementos críticos que forman parte del banco de pruebas, determinando geometrías y materiales (diseño de detalle).
- Determinar costos de componentes del banco de pruebas.

## **1.4 Hipótesis**

El diseño y la simulación dinámica de un banco de pruebas para la evaluación de desgaste en prótesis de cadera permitirá evaluar la factibilidad del diseño y el costo de construcción del mismo, lo que a su vez podrá ser utilizado de precedente para el desarrollo de bancos de pruebas y el desarrollo nacional de prótesis de cadera.

## **1.5 Metodología**

### **Introducción**

Se presenta una descripción de la metodología para el desarrollo del proyecto, se inicia con un diagrama a bloques que muestra de manera general los pasos secuenciales a seguir para llevar a cabo el proyecto, ver Figura 4. Después se describe a detalle cada uno de los bloques.

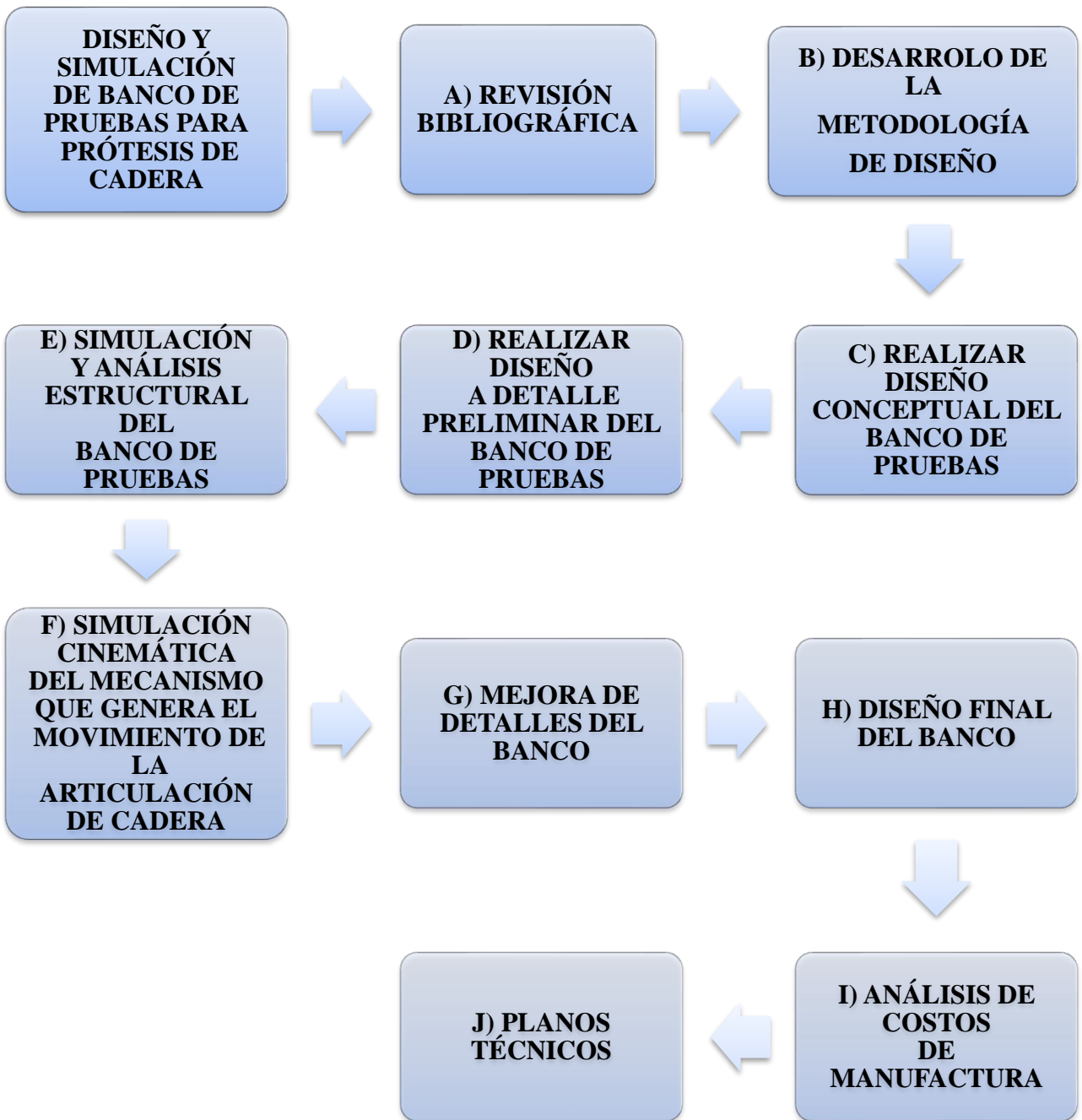


Figura 4. Diagrama a bloques de la metodología.



## Revisión bibliográfica

La revisión bibliográfica se compone de cuatro fases, la primera es la definición de la problemática, la segunda es la búsqueda de la información, la tercera es la organización de la información y la cuarta es el análisis de la información. A continuación, se describe en que consistió cada una de las fases:

- 1. Definición de la problemática:** En esta fase se definió claramente cuál es la problemática a la cual se pretende dar solución y se definieron los objetivos. Se acotó el trabajo para poder realizar una búsqueda bibliográfica que pueda responder a las necesidades y conducir a un amplio panorama técnico.
- 2. Búsqueda de la información:** En esta fase el proceso de investigación bibliográfica se realizó consultando información fundamentada, indagando en libros, revistas de divulgación científica, sitios web, patentes nacionales e internacionales y tesis.
- 3. Organización de la información:** Esta fase consistió en organizar de manera sistemática toda la información recopilada. Inicialmente se ordenó por carpetas, donde cada carpeta contenía solamente documentación del mismo tipo, es decir, libros, artículos, patentes y tesis. Para la síntesis de la información se hizo uso de tablas donde se puede obtener información precisa de cada documento.
- 4. Análisis de la información:** Analizar la información organizada para seleccionar la más útil para la temática de estudio y fundamentar la investigación.

## Metodología de diseño

La metodología de diseño es donde se observa paso a paso qué es lo que se debe realizar para lograr los objetivos del trabajo. La metodología utilizada en este trabajo se basa en la propuesta presentada en el libro “Métodos de diseño” [4], la cual se divide en siete etapas, como se muestra en la Figura 5.

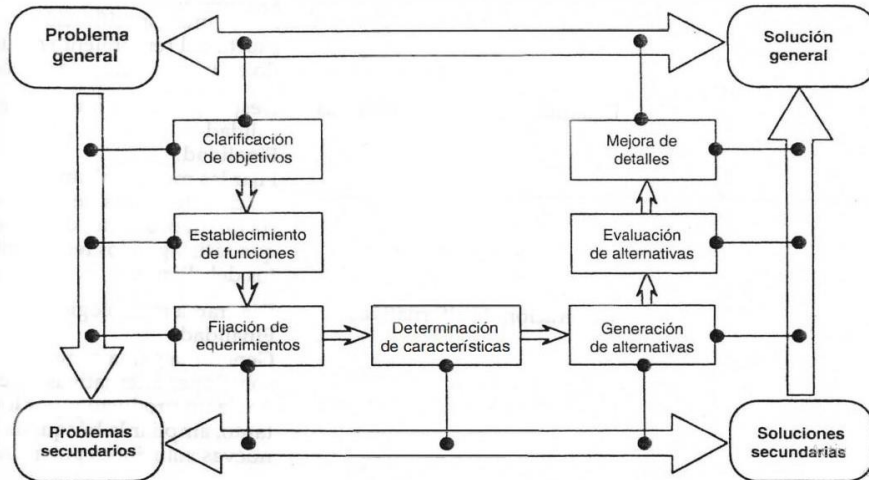


Figura 5. Siete etapas del proceso de diseño colocadas dentro del modelo simétrico de problema/solución [4].

1. **Clarificación de objetivos del banco de pruebas:** La finalidad de esta etapa es aclarar los objetivos de diseño y los sub-objetivos, así como las relaciones entre ellos.
2. **Establecimiento de funciones del banco de pruebas:** La finalidad de esta etapa es establecer las funciones requeridas y los límites del sistema de un nuevo diseño.
3. **Fijación de requerimientos por parte de CIDESI:** La finalidad de esta etapa es hacer una especificación exacta del rendimiento requerido en una solución de diseño.
4. **Determinación de características:** La finalidad de esta etapa es fijar las metas a alcanzar de las características de ingeniería de un producto, de manera que satisfagan los requerimientos del cliente. Esto se hace mediante el despliegue de la función de la calidad (**QFD**, por sus siglas en inglés Quality Function Deployment), que es un método utilizado en ingeniería para el diseño de servicios o productos donde se capturan los requerimientos del cliente y se generan pasos secuenciales para determinar las características de diseño y operación.
5. **Generación de alternativas:** La finalidad de esta etapa es generar la gama completa de soluciones alternativas de diseño de un producto y, por lo tanto, ampliar la búsqueda de nuevas soluciones potenciales.

6. **Evaluación de alternativas:** La finalidad de esta etapa es comparar los valores de utilidad de las propuestas alternativas de diseño, en base a la comparación del rendimiento contra los objetivos diferencialmente ponderados.
7. **Mejora de detalles:** La finalidad de esta etapa es aumentar o mantener el valor de un producto para su comprador, reduciendo al mismo tiempo el costo para su productor.

### **Diseño conceptual del banco de pruebas**

Desde el punto de vista metodológico, en el diseño conceptual del banco de pruebas se usa un método creativo ampliamente conocido, que es el de lluvia de ideas. Nigel Cross describe que este método genera un gran número de ideas, la mayoría de las cuales se descartarán posteriormente, pero es en esta etapa donde se pueden identificar unas cuantas ideas novedosas a las cuales vale la pena darles seguimiento [4].

Con el diseño conceptual, el banco de pruebas toma de manera preliminar un diseño, el cual ayudará al desarrollo de las pautas de la metodología de diseño, establecimiento de funciones, fijación de requerimientos, determinación de características, generación de alternativas, evaluación de alternativas, mejora de detalles, panorama que se debe conocer en esta etapa de propuestas.

### **Diseño a detalle preliminar del banco de pruebas**

La realización del diseño a detalle es donde se definirán formalmente cada uno de los elementos y especificaciones técnicas para su manufactura. Aspectos de geometría, materiales, vínculos entre partes y subconjuntos, trayectorias de movimientos y rangos de movilidad son aspectos que se detallan.

#### **Los objetivos del diseño a detalle incluyen:**

- Definir elementos para formar la estructura del banco.
- Definir materiales de cada uno de los elementos de la estructura.
- Definir un mecanismo que pueda generar un movimiento análogo a la articulación de cadera.
- Definir el software de simulación para el análisis estructural del mecanismo.

### **Acciones que se deben tomar en el diseño a detalle:**

- Evaluar las estrategias y las especificaciones de diseño.
- Optimizar el proceso de diseño mediante métodos sistemáticos de diseño.

### **Resultados a obtener con el diseño a detalle:**

- Estimar tiempos de desarrollo del proyecto.
- Cronograma ajustado.
- Documentación técnica detallada del banco, como dibujos técnicos.
- Obtener condiciones de fronteras para la simulación y análisis de la estructura del banco, así como para el mecanismo propuesto.
- Mejora de detalles.

### **Simulación y análisis estructural del banco de pruebas**

La simulación y análisis de la estructura se realizará mediante un software comercial CAE (Solidworks) el cual permitirá obtener múltiples análisis de interés para las especificaciones técnicas del banco.

La simulación de la estructura del banco de pruebas permitirá obtener análisis de cargas, esfuerzos estáticos y desplazamientos, propios del banco al estar en operación. Estos análisis serán capturados para evaluarlos y así llegar al diseño final de la estructura del banco.

### **Simulación cinemática del mecanismo que genera el movimiento de la articulación de cadera**

La simulación cinemática del mecanismo se realizará mediante un software comercial CAD (SOLIDWORKS® versión estudiantil), el cual permitirá obtener múltiples análisis cinemáticos de interés para el mecanismo que se propondrá para hacer analogía a la movilidad de la articulación de cadera.

La simulación del mecanismo permitirá obtener análisis de desplazamientos, velocidades y aceleraciones, propios del mecanismo al estar en operación. Estos análisis serán capturados y evaluados para llegar al diseño final del banco.

### **Mejora de detalles del banco**

Con los datos capturados de los análisis de las simulaciones se tomarán decisiones sobre cuál será el diseño final del banco y de sus subconjuntos. Esta toma de decisiones se puede hacer con una

matriz de selección la cual permite evaluar mediante una ponderación a los elementos del banco que son potencialmente críticos a fallar.

### **Análisis de costos de manufactura**

Para el análisis de costos de la manufactura se propondrán tablas de costos versus elementos del banco de pruebas, las cuales ayudan a visualizar mejor cada elemento y hacer un presupuesto.

## Capítulo 2. Estado del arte

### 2.1 Introducción

Se presentan los antecedentes relacionados con el tema de investigación. Se estructura en tres apartados, el primero es una síntesis de patentes, el segundo es una síntesis de tesis, y el tercero es una síntesis de artículos, en cada apartado se capturan en una tabla los datos de cada uno de los antecedentes investigados y posteriormente se describen a detalle.

El análisis de cada producto de investigación del estado del arte aporta conocimiento sobre el estado actual del diseño y fabricación de bancos de pruebas, muestra el grado de relevancia del proyecto, es decir, si existe información acerca del proyecto y resaltar si un gran número de personas se han interesado por resolver la misma problemática.

### 2.2 Patentes

En los últimos 10 años en el área ingenieril, se enfatiza la creación y mejora de máquinas que nos permitan evaluar el desempeño de prótesis articulares, con el fin de hacerlas más ergonómicas, eficientes, y con un alto desempeño, en beneficio de pacientes que requieran una prótesis. Se presenta en la Tabla 1 una síntesis de patentes nacionales e internacionales.

Tabla 1. Patentes nacionales e internacionales sobre bancos de pruebas para prótesis de cadera

<b>NOMBRE DE PATENTE</b>	<b>NÚMERO DE PATENTE</b>	<b>FECHA DE PATENTE</b>	<b>NOMBRE DEL AUTOR Y PAÍS</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Simulador de cadera artificial	MY147885	2013-01-31	Kadir Engr, Mohammed Rafiq Bin  Malaysia	El simulador protésico, proporciona una valoración tribológica de los materiales con los que están hechas algunas prótesis, simula 3 movimientos rotacionales de cadera; flexión-extensión, abducción-aducción, interna-externa.
Aparato para proporcionar movimiento angular y simulador de articulación de cadera usando el mismo	KR20100006 384	2010-01-19	Yoon Yong San  Korea del Sur	Simulador de movimiento angular y probador de abrasión de la articulación de cadera artificial.

aparato				
Máquina tribológica para medir el desgaste en materiales utilizados para prótesis de cadera	MX017166	2016-12-20	César Alberto Reynoso García.  Guadalajara , México	Máquina tribológica para medir el desgaste en materiales utilizados para prótesis de cadera.
Simulador de cadera con micro separación	MX2174B	2016	Marco Antonio Loudivic Hernández Rodríguez, Alberto Javier Pérez Unzueta.  Nuevo León México.	Simulador de cadera que comprende una muestra del componente acetabular y el forro o recubrimiento que son componentes de una prótesis de cadera y están dispuestos por una micro separación, emulando un movimiento rotatorio de cadera debido a un sistema de engranes accionados por un motor.

Esta síntesis de patentes de bancos de pruebas para prótesis de cadera se realizó consultando bases de datos en internet como es el IMPI (Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial), ESPACENET, FREEPATENTS y GOOGLEPATENTS. En la primera patente se describe el trabajo desarrollado de un simulador de cadera para valorar tribológicamente el desempeño de materiales de distintas prótesis, simulando 3 movimientos de rotación de cadera ya mencionados en la tabla 1 [5].

En la segunda patente se describe el trabajo desarrollado de un aparato generador de movimiento angular y de carga, y probador de abrasión de la articulación artificial de cadera, que evalúa el desgaste en las prótesis de cadera [6] . En la tercera patente se describe el trabajo desarrollado de una maquina tribológica para medir el desgaste en materiales utilizados para prótesis de cadera, dicha máquina consta de una estructura que aloja los componentes mecánicos y un módulo de accionamiento responsable de proporcionar el par necesario para operar la máquina y generar el movimiento de una rodilla que a su vez genera una fuerza que recae en la articulación de la cadera, la cual es sujeta a estudio. El componente evaluado se sumerge en un líquido, el cual simula condiciones fisiológicas del cuerpo humano, esto ayuda a obtener resultados mucho más aproximados a condiciones reales de funcionamiento de una prótesis [7]. En la cuarta patente, se

describe el trabajo desarrollado de un simulador de cadera que comprende un sistema motriz que genera el movimiento rotatorio del simulador, conformado por un motor reductor acoplado a un sistema de engranes planetarios, 4 estaciones de pruebas dispuestas simétricamente entre sí, lo cual permite emular una micro separación entre el componente acetabular y el recubrimiento o forro de una prótesis de cadera [8].

Los trabajos citados en esta sección sirvieron para visualizar el diseño del banco de pruebas, los movimientos de cadera que simula el banco de pruebas y la capacidad de prótesis por pruebas de desgaste.

### 2.3 Tesis

Se presenta en la Tabla 2 una síntesis de tesis de trabajos relacionados con simuladores de cadera.

Tabla 2. Tesis de grado y posgrado relacionadas con el diseño y construcción de bancos de prueba

<b>NOMBRE DE TESIS</b>	<b>NOMBRE DEL AUTOR</b>	<b>PAIS Y AÑO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Diseño de un simulador de cadera para el estudio biomecánico del movimiento flexión-extensión del comportamiento de las prótesis articulares metal-metal	Arnau Gandía Montes [9]	Valencia, España 2014	Simulador de movimiento flexión-extensión para prótesis de cadera, con el fin de poder realizar ensayos de tribocorrosión entre la copa acetabular, la cabeza femoral y el electrolito
Diseño y construcción de un simulador de desgaste para la prótesis de cadera	Luis Ángel Villanueva Torrez [10]	CDMX, México 2012	Simulador para analizar de manera experimental el comportamiento de una prótesis de cadera, con la finalidad de evaluar y comprender aspectos relevantes para el desarrollo de implantes para el reemplazo de prótesis
Diseño y desarrollo de una prótesis de alto desempeño funcional y tribológico	Melvyn Álvarez Vera [11]	Nuevo León, México 2012	Diseño de una prótesis, haciendo énfasis en la elección de los mejores materiales para la construcción de prótesis, se utiliza el simulador de cadera FIME II para evaluar el desgaste.
Diseño e implementación de una máquina simplificada de desgaste para endoprótesis de rodilla	Alexander Reyes Cruz [12]	CDMX, México 2013	Se diseñó un banco de pruebas para evaluar las prótesis de rodilla comerciales, comprobación de estabilidad mecánica de la estructura de la máquina de pruebas mediante el método de elemento finito



Esta síntesis de tesis sobre proyectos relacionados con simuladores de movimiento de articulaciones de cadera para probar diferentes prótesis fue hecha para consultar propuestas de diferentes configuraciones de bancos de prueba y tener un mejor panorama de lo que actualmente hace falta por desarrollar, además tomar como base dichos proyectos y hacer nuevas propuestas.

En la primera tesis, en el apartado de resumen el autor describe el trabajo realizado en su tesis:

“La propuesta que aquí se realiza es la del diseño de dos simuladores de cadera en movimiento plano capaces de reproducir diferentes condiciones cinemáticas y dinámicas de la articulación real. Esta propuesta incluye dos trabajos finales de grado en los que se llevará a cabo dicho diseño en las siguientes condiciones: 1.- Simulación del movimiento de flexión-extensión 2.- Simulación del movimiento abductor-aductor” [9].

En la segunda tesis, en el apartado de resumen el autor describe el trabajo realizado en su tesis:

“Se desarrolla un simulador con el cual se realizarán los movimientos básicos flexión y extensión de la marcha humana, los que se logran por medio de un motor que realizará movimiento en eje x, para el cual se realizará un control mediante un software *Labview*® y con una tarjeta de adquisición de datos se logrará el movimiento semejante al que es sometido una prótesis de cadera” [13].

En la tercera tesis, en el apartado de resumen, el autor dice que:

“El presente trabajo evalúa los parámetros geométricos de los implantes por medio de la teoría clásica de lubricación elastohidrodinámica. Además, el comportamiento de lubricación es caracterizado por medio de la ecuación de Reynolds en coordenadas esféricas en 3D en estado transitorio. También se evalúa la influencia sobre el desempeño tribológico de parámetros geométricos dimensionales y micro estructurales por influencia de adición de boro en la aleación base Co-Cr-Mo por fundición, en pruebas de “ball-on-disc” y en pares articulares metal-metal en el simulador de cadera FIME II. Las pruebas de “ball-on-disc” fueron realizadas a diferentes distancias para evaluar el efecto de desgaste progresivo durante las pruebas. Se utilizó una bola de alúmina de 10 mm de diámetro y, como lubricante, fue utilizada solución Ringer” [11].

En la cuarta tesis, en el apartado de resumen el autor dice:

“En el presente trabajo se explica de manera general el proceso de diseño de la prótesis, así como los materiales y algunos tipos de prótesis que existen, estos diseños y materiales son evaluados en bancos de pruebas para estudiar el desgaste de estas prótesis. Para poder realizar un diseño de un banco es necesario entender el comportamiento cinemático y cinético de la articulación de rodilla

durante la marcha, por lo que en este trabajo se describe el comportamiento de la articulación durante la marcha así como las fuerzas que interactúan sobre esta para así poder tener parámetros para su simulación en un banco” [12].

Los trabajos citados en esta sección sirvieron para visualizar el diseño del banco de pruebas, los movimientos de cadera que simula el banco de pruebas y la capacidad de prótesis por pruebas de desgaste.

## 2.4 Artículos

Tabla 3. Artículos de revistas indexadas relacionados con bancos de pruebas para prótesis de cadera

<b>NOMBRE DEL ARTÍCULO</b>	<b>AUTOR</b>	<b>VOLUMEN Y AÑO</b>	<b>REVISTA Y NO. DE PAGINAS</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Desarrollo de un simulador para pruebas de fatiga en hemiprótesis de cadera bajo la Norma ISO 7206	Rico, Lesso, Orozco	Vol. 4 2017	Memorias del XL congreso nacional de ingeniería biomédica	En el presente trabajo se muestra el desarrollo de un nuevo simulador para pruebas de fatiga en hemiprótesis de cadera, el cual integra componentes mecánicos, eléctricos y neumáticos.
Medical engineering.  Ingeniería médica.	Illinois Tool Works Inc.	Vol. 18 2005  ISSN. 0953-6639	Professional Engineering  Págs. 45-45	Instron, fabricante de bancos de prueba desarrollo un simulador de cadera.

Esta síntesis de artículos se realizó consultado algunas revistas, Memorias del XL congreso nacional de ingeniería biomédica, Professional Engineering. A continuación, se describen más detalladamente cada uno de los artículos:

En el primer artículo los autores describen que el simulador reproduce parámetros de carga de forma sinusoidal especificados en la norma ISO 7206 para la evaluación del vástago y cuello de la hemiprótesis, además contempla un control para mantener la temperatura de un cerumen empleado en la prótesis a 37°C +/- 1°C. También presenta un lector de desplazamientos para medir la deformación de la prótesis y poder evaluar fatiga. Este simulador es capaz de reproducir pruebas de fatiga en vástago y cuello programando los parámetros de carga a aplicar [14].

En el segundo artículo, se describe la información relacionada con un simulador de cadera desarrollado por Instron®. El fabricante de equipos de prueba Instron® ha desarrollado un

simulador de cadera de dos estaciones para probar materiales y configuraciones utilizados en implantes de cadera artificiales. El modelo de estación doble significa que ambas pruebas pueden llevarse a cabo al mismo tiempo [15].

Los trabajos citados en esta sección sirvieron para visualizar el diseño del banco de pruebas, los movimientos de cadera que simula el banco de pruebas y la capacidad de prótesis por pruebas de desgaste.

## Capítulo 3. Marco teórico

### 3.1 Introducción

Se presentan los fundamentos y conceptos del proceso de diseño mecánico, movimiento de los componentes de una prótesis de cadera, así como la anatomía de la cadera humana que incluye la cinemática de la articulación.

### 3.2 Diseño en ingeniería mecánica

Diseñar (o idear) es formular un plan para satisfacer una necesidad [16]. El objetivo final de un diseño mecánico es obtener un producto útil que satisfaga las necesidades de un cliente, y además sea seguro, eficiente, confiable, económico y de manufactura práctica [16].

### 3.3 Metodología de diseño

Existen diferentes metodologías de diseño en ingeniería, una de ellas descrita por Robert L. Mott en su libro “*Diseño de elementos de máquinas*” [16], donde define la metodología de diseño como un ciclo de actividades, ver Figura 6.

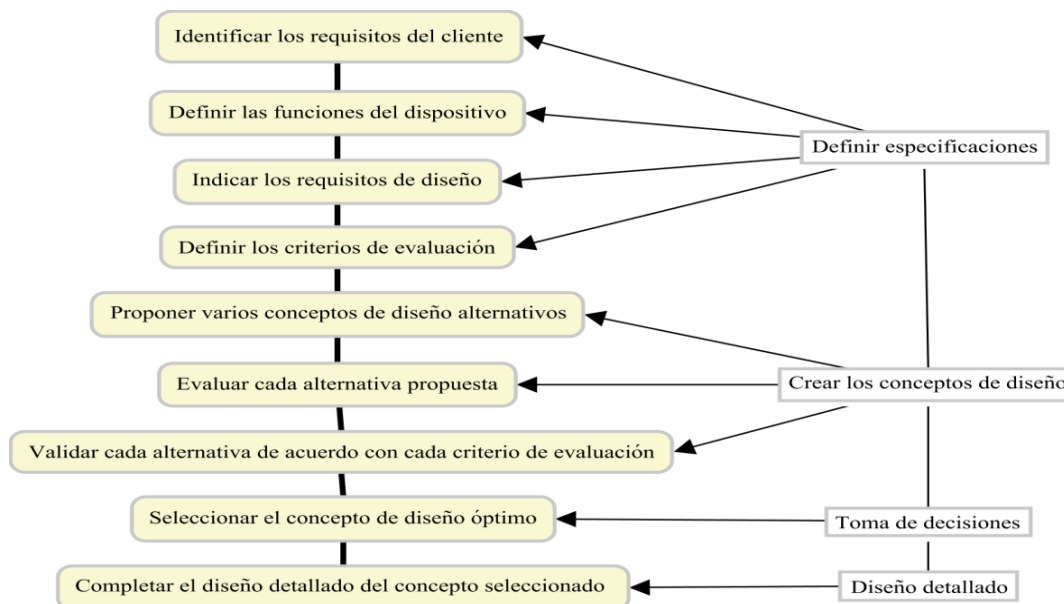


Figura 6. Pasos en el proceso de diseño [16].

Otro tipo de metodología utilizada en ingeniería es la de Nigel Cross, que define metodología de diseño como el estudio de los principios, prácticas y procedimientos de diseño en un sentido amplio [4].

### 3.4 Simulación de movimiento

En algunas aplicaciones de ingeniería se presenta el movimiento relativo entre cuerpos, ejemplo de esto son los sellos mecánicos, los anillos de los pistones en los motores de combustión, herramientas de corte, y reemplazos articulares, entre otros; por esta razón, para un adecuado diseño y selección de estos componentes, es necesario analizar el comportamiento que los materiales presentan durante su exposición a condiciones tribológicas de fricción, desgaste y lubricación [17].

En ingeniería el método numérico del elemento finito ha sido utilizado para simular y entender el comportamiento de ciertas propiedades mecánicas de materiales ante diferentes situaciones de esfuerzos, movimiento, temperaturas y desgaste. Bajo este contexto, este método de simulación numérica ha sido de gran importancia para la comprensión de fenómenos de contacto de objetos de distintos materiales.

### 3.5 Tribología

La palabra tribología se deriva del término griego “tribos”, el cual puede entenderse como “frotamiento o rozamiento”, así que la interpretación de la palabra puede ser, “la ciencia del rozamiento” [18]. Bajo esta definición la tribología es una ciencia que estudia el desgaste, la fricción y la lubricación. Debido a estas tres áreas de ocupación se le da múltiples aplicaciones, tales como, maquinaria industrial, componentes de todo tipo de vehículos y aplicaciones médicas, por mencionar algunas. El estudio de pares tribológicos tiene el fin de aumentar o mejorar la vida útil de múltiples objetos, a continuación se describe brevemente que es desgaste, fricción y lubricación:

- Desgaste: puede definirse como una pérdida de material en la interface de dos cuerpos, cuando se les ajusta a un movimiento relativo bajo la acción de una fuerza [18]. En general se identifican 6 diferentes tipos de desgaste:
  - Desgaste por adherencia.
  - Desgaste por abrasión.
  - Desgaste por ludimiento.
  - Desgaste por fatiga.
  - Desgaste por erosión.
  - Desgaste corrosivo.

De estos 6 tipos de desgaste, sólo dos son de interés para este trabajo debido a que estos son el tipo de desgaste que se presentan en la articulación de cadera, a continuación se definen los dos tipos de desgaste de interés en este trabajo:

- **Desgaste adhesivo:** Esta forma de desgaste ocurre cuando dos superficies se deslizan una contra otra bajo presión. Caso que ocurre en una prótesis de cadera entre la cabeza femoral y el componente acetabular.
- **Desgaste abrasivo:** Es la remoción de material de la superficie en contacto por superficies duras en superficies de coincidencia, o con superficies duras que presentan un movimiento relativo en la superficie desgastada. Cuando es el caso de partículas duras, ellas pueden encontrarse entre las dos superficies que se deslizan entre sí, o se podrían incrustar en cualquiera de las superficies. Es conveniente aclarar que este tipo de desgaste se puede presentar en estado seco o bajo la presencia de un fluido [18].
- **Fricción:** Se define como fuerza de rozamiento entre dos superficies en contacto. Es la fuerza que se opone al movimiento de una superficie sobre la otra (fuerza de fricción cinética) o a la fuerza que se opone al inicio del movimiento (fuerza de fricción estática) [18].
- **Lubricación:** es la separación de dos superficies con deslizamiento relativo entre sí de tal manera que no se produzca daño en ellas, para conseguir esto se intenta, siempre que sea posible, que haya una película de lubricante de espesor suficiente entre las dos superficies en contacto para evitar el desgaste [18].

### 3.6 Prótesis de cadera

Un reemplazo articular es un implante artificial cuyo objetivo es sustituir total o parcialmente una articulación del cuerpo humano que ha sufrido algún tipo de patología, ver Figura 7.

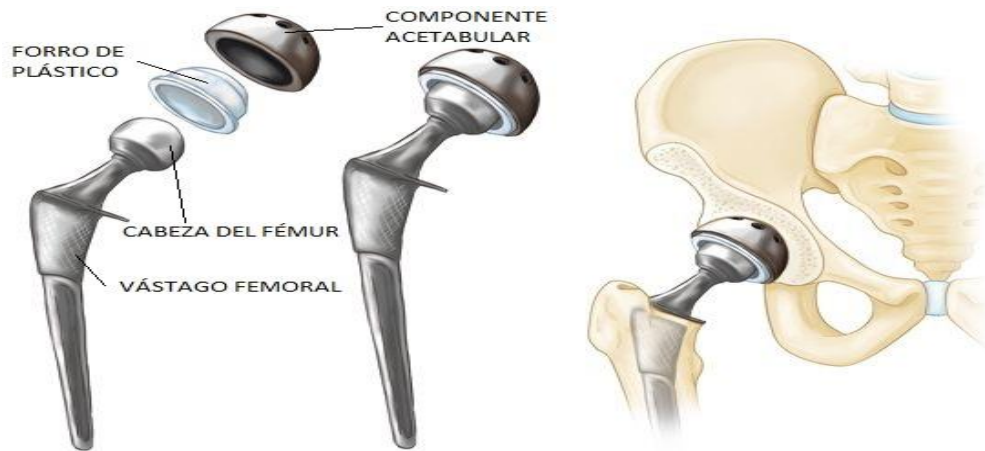


Figura 7. Partes de una prótesis de cadera [19].

A continuación se describe las partes de un reemplazo total de cadera:

- **Vástago femoral:** Cuerpo metálico que va introducido dentro del fémur. Debe de ser resistente y capaz de soportar las cargas que se generan en los movimientos de la cadera [9].
- **Cabeza del fémur:** Esfera que reemplaza la cabeza del fémur. Se requiere un material que permita crear una superficie muy lisa para minimizar el desgaste. Se suelen utilizar materiales cerámicos y metálicos [9].
- **Forro:** Se encuentra entre la cabeza femoral y la copa acetabular, encajando con ella. Se utilizan materiales cerámicos, plásticos como el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE por sus siglas en inglés), o metales [9].
- **Componente acetabular:** Reemplaza al acetábulo natural de la articulación de la cadera. Generalmente hecho de metal para garantizar una buena resistencia a la transmisión de esfuerzos [9].

### 3.7 Pares tribológicos y tipos

El par tribológico de una prótesis de cadera se presenta entre la cabeza femoral y el recubrimiento contenido en el componente acetabular, dicho par de fricción dependerá de los materiales de cada elemento de la prótesis. Existen los siguientes pares: metal-metal, metal-polietileno, cerámico-metal, cerámico-cerámico, cerámico-polietileno, a continuación, se describe brevemente cada uno de ellos:

- **Par metal-metal:** En este par ambos componentes son de material metálico.

- **Par metal-polietileno:** La cabeza femoral es de material metálico y el recubrimiento es de UHMWPE.
- **Par cerámica-metal:** La cabeza femoral es de material cerámico y el recubrimiento es de material metálico.
- **Par cerámica-cerámica:** Ambos componentes son de material cerámico.
- **Par cerámica-polietileno:** La cabeza femoral es de material cerámico y el recubrimiento es de UHMWPE.

Cada par tribológico tiene propiedades diferentes, como son resistencia de los materiales, durabilidad, valor económico, etc. Las cuales unas se adaptan mejor a los diferentes pacientes, esto lo determina el medico en base a un estudio previo.

La selección del par tribológico se hace de acuerdo con múltiples factores como biocompatibilidad de los materiales y edad, actividad física, y calidad de los huesos del paciente, entre otros, ya que el par tribológico es uno de los aspectos más críticos en el éxito de la artroplastia de cadera. Esto se debe a que al ocurrir el desgaste entre los componentes, se liberan partículas lo cual puede causar inestabilidad mecánica de la prótesis, reduce la movilidad del paciente, incrementa el dolor, principalmente causado por una reacción biológica en respuesta a la presencia de las partículas desprendidas, afloja los componentes de la prótesis y la falla de la misma.

### **3.8 Banco de pruebas para prótesis de cadera**

Los bancos de pruebas en general son sistemas para la experimentación de proyectos de gran desarrollo, donde se intenta comprobar teorías o validar. Un simulador pretende reproducir las sensaciones físicas, como velocidad, aceleración o la percepción del entorno, así como también el comportamiento que se pretende simular [9]. Para simular las sensaciones físicas se puede recurrir a complejos mecanismos hidráulicos comandados por ordenadores que, mediante modelos matemáticos consiguen reproducir sensaciones de velocidad y aceleración [20]. Un banco de pruebas para prótesis de cadera cae bajo esta definición, el cual busca evaluar diferentes características de interés para los desarrolladores de prótesis de cadera.

#### **3.8.1 Tipos de banco de pruebas para prótesis de cadera**


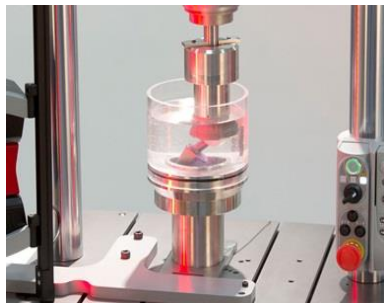

Con base a los bancos de pruebas comerciales, se ha hecho una clasificación de ellos:



- Bancos para evaluar desgaste de los materiales protésicos.
- Bancos para analizar resistencia mecánica de los componentes protésicos, como la fatiga.
- Bancos para estudiar corrosión de los materiales protésicos.

En la Tabla 4 se muestran algunos bancos de pruebas comerciales de distintas marcas y, posteriormente, se describe cada clasificación.

Tabla 4. Bancos de prueba comerciales

Clasificación	Banco comercial	Descripción	Imagen
Desgaste	EndoLab® [2] Máquina perno-disco	<p>Evalúa el desgaste de accesorios protésicos basado en el método gravimétrico.</p> <p>Evalúa el desgaste reproduciendo la distancia que cubre la vida útil de un implante mediante un perno que ejerce una fuerza perpendicular sobre un disco giratorio.</p>	
Resistencia (fatiga)	Instron® [21]	Simula fatiga de la carga de un vástago de prótesis durante el ciclo de la marcha.	
Corrosión	EndoLab® [2]	Simulador de múltiples condiciones, entre ellas la corrosión, mediante estaciones de trabajo individuales con sustancias y prótesis sumergidas en ellas.	

Entre los bancos de prueba para evaluar desgaste, existen los tribómetros que son máquinas que simulan desgaste de los materiales haciendo que roce una bola o una varilla de un metal sobre un disco (tipo “ball-on-disc” o “pin-on-disc”), y por otra parte existen los simuladores de desgaste de cadera, que son mecanismos mucho más complejos que imitan los movimientos y la distribución de cargas de la articulación de una cadera con el fin de analizar el desgaste de la prótesis en condiciones más reales. Un ejemplo serían los simuladores de cadera que siguen la norma ISO 14242 donde se ensaya una prótesis con unas determinadas condiciones dinámicas, cinemáticas y químicas [9].

Los bancos de pruebas para evaluar la resistencia de los componentes, ensayan la resistencia mecánica y la fatiga de cada uno de los componentes por separado o en conjunto. Suelen seguir la norma ISO 7206 para aplicar las condiciones de carga y movimiento [9].

En los bancos usados para comprobar corrosión mediante una celda electroquímica se estudia el nivel de daño que sufren dos metales distintos inmersos en un ambiente corrosivo. En el caso de la prótesis, se estudia la corrosión que sufren los distintos componentes en contacto con medios acuosos como, por ejemplo, el líquido sinovial del cuerpo humano, que para los ensayos de prótesis se utiliza el suero fetal bovino, según la ISO 14242 [9].

### **3.9 Cadera**

En esta sección se presenta de manera general la anatomía y biomecánica de la cadera.

#### **3.9.1 Anatomía de cadera**

Esta articulación esferoide conocido antiguamente como enartrosis, establece la unión entre la cintura pélvica y todo el miembro inferior [22]. Gracias a esta articulación se pueden ejecutar movimiento como lo son la flexión y extensión del muslo, la abducción y aducción del muslo, la rotación medial y la rotación lateral del muslo, ver Figura 10.

La articulación de cadera, también conocida como articulación coxofemoral, está formada por dos huesos llamados iliacos y coxales, fuertemente soldados entre sí por delante y unidos hacia atrás por el sacro [22].

Las superficies articulares de cadera corresponden a la cabeza del fémur y a la cavidad del hueso coxal conocida como acetábulo. La cabeza del fémur es un esferoide recubierta de cartílago (Figura 8).

El hueso coxal contiene la cavidad donde se inserta la cabeza del fémur, dicha cavidad como se mencionó anteriormente, se denomina acetábulo y esta imprime la forma de la cabeza. El

acetábulo en su perímetro va a estar circunscripto por un reborde conocido como la ceja del acetábulo o borde acetabular, este perímetro se encuentra interrumpido en su zona inferior debido a que el trocante menor del fémur atraviesa en su trayectoria en esa zona del acetábulo, como se puede observar en la Figura 8.

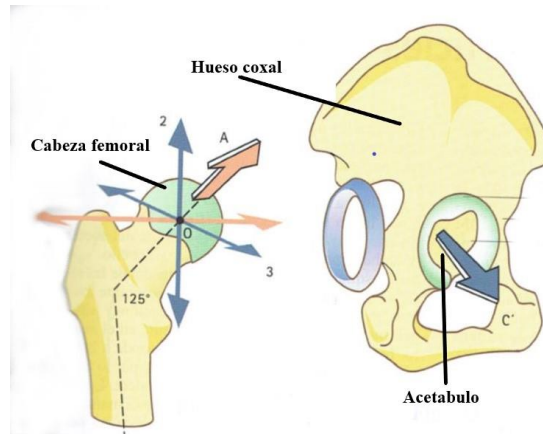


Figura 8. Hueso coxal y cabeza femoral [23].

### 3.9.2 Biomecánica de la cadera

La biomecánica de la cadera se describe por medio de los rangos de movimiento de la articulación de la cadera. A continuación se describe la articulación, la cual se va a estructurar en 3 ejes, cada uno permite dos movimientos [24]:

#### Ejes de movimiento

1. Eje vertical, el cual está situado en el plano transversal, y permite los movimientos de rotación interna y rotación externa, ver Figura 9.
2. Eje transversal, situado en el plano frontal, ver Figura 9, y permite los movimientos de flexión-extensión.
3. Eje anteroposterior, el cual está situado en el plano sagital ver Figura 9, permite los movimientos de abducción y aducción.

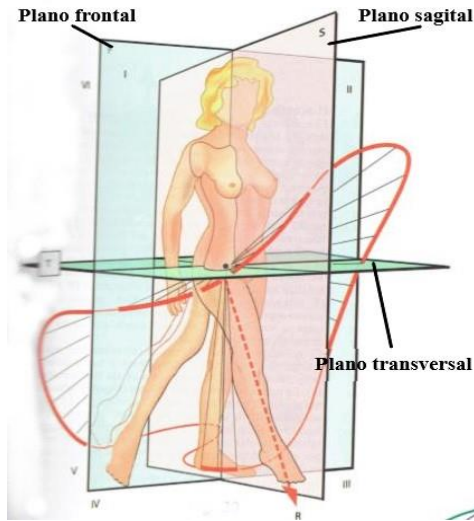


Figura 9. Planos anatómicos [23].

### A. Flexión

Se trata de la acción que provoca el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco. La flexión de cadera está estrechamente relacionada con la posición de la rodilla [25], ver Figura 10a:

- Flexión activa con la rodilla extendida:  $90^\circ$
- Flexión activa con la rodilla flexionada:  $120^\circ$
- Flexión pasiva con la rodilla flexionada:  $145^\circ$
- Flexión pasiva con la rodilla extendida: menor que los anteriores

### B. Extensión

El movimiento de extensión conduce al miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud del movimiento de extensión es menor en comparación con la amplitud de flexión, ver Figura 10b.

- Extensión activa es menor que la extensión pasiva debido a la posición de la rodilla, flexionada.
- Extensión pasiva es mayor debido a que la rodilla está extendida.

### C. Abducción

El movimiento de abducción conduce al miembro inferior en dirección hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo. El máximo ángulo formado por un solo miembro respecto del plano sagital es de  $45^\circ$ , al efectuar ambos miembros, se forma un movimiento de  $90^\circ$ , ver Figura 10c.

#### D. Aducción

El movimiento de aducción pura no existe como tal, se conoce como aducción relativa, debido a que cuando ambos miembros se encuentran en abducción y se conducen hacia adentro es cuando ocurre una aducción. El rango máximo de movimiento es de  $30^\circ$ , ver Figura 10d.

#### E. Rotación externa e interna

El movimiento de rotación externa se da cuando se rota la punta del pie hacia afuera; en la rotación interna ocurre lo contrario, la punta del pie se conduce hacia adentro. El rango de amplitud máxima para la rotación externa es de  $30^\circ$  y el rango de amplitud máxima para la rotación interna es de  $60^\circ$ , ver Figura 10e.

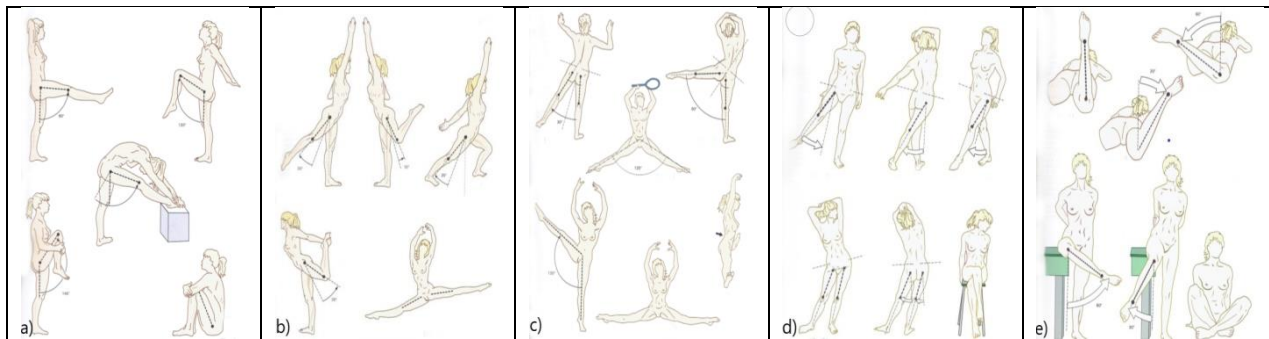


Figura 10. Movimientos de articulación de cadera: a) Flexión, b) Extensión, c) Abducción, d) Aducción, e) Rotación interna y externa [23].

## Capítulo 4. Metodología de diseño

Se presentan los apartados de la metodología de diseño que permitió definir los objetivos de diseño y obtener un diseño conceptual del banco de pruebas que satisface los requerimientos iniciales. También se presenta el proceso de diseño de elementos del banco de pruebas que se considera están sometidos a esfuerzos críticos como son los ejes de transmisión, los rodamientos y pernos. Los análisis presentados forman parte de un diseño a detalle preliminar del banco de pruebas ya que se proponen medidas y tipo de material para los diferentes componentes.

### 4.1 Metodología de diseño

En el desarrollo de la metodología de diseño se empleó el método de Nigel Cross [4] y se estructura como se muestra en la Figura 11.

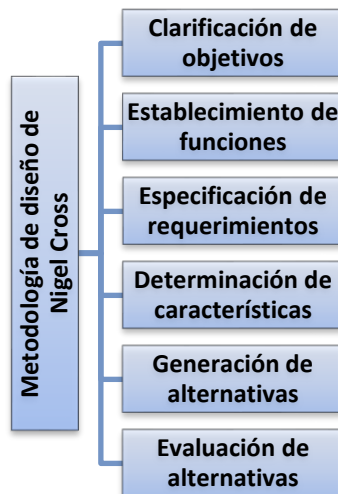


Figura 11. Etapas de diseño de la Metodología de Nigel Cross.

A continuación, se presenta una descripción de cada una de las etapas de la metodología.

### 4.2 Clarificación de objetivos

En esta primera etapa se presenta el objetivo general y los sub-objetivos, estos se muestran a través del diagrama denominado “árbol de objetivos”, donde se captura las principales necesidades requeridas como se muestra en la Figura 12.



Figura 12. Árbol de objetivos.

### 4.3 Establecimiento de funciones

En esta segunda etapa se presenta un sistema denominado “caja negra”, ver Figura 13, que contiene todas las funciones necesarias para que ciertas “entradas” se conviertan en las “salidas” deseadas. Obteniendo lo anterior, se desarrolla un modelo denominado “caja transparente”, ver Figura 14, que permite visualizar la relación entre las “entradas” y las “funciones” y estas, a su vez, con las “salidas”.

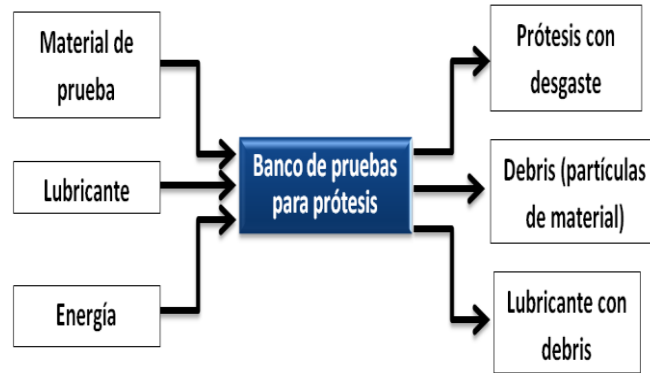


Figura 13. Caja negra.

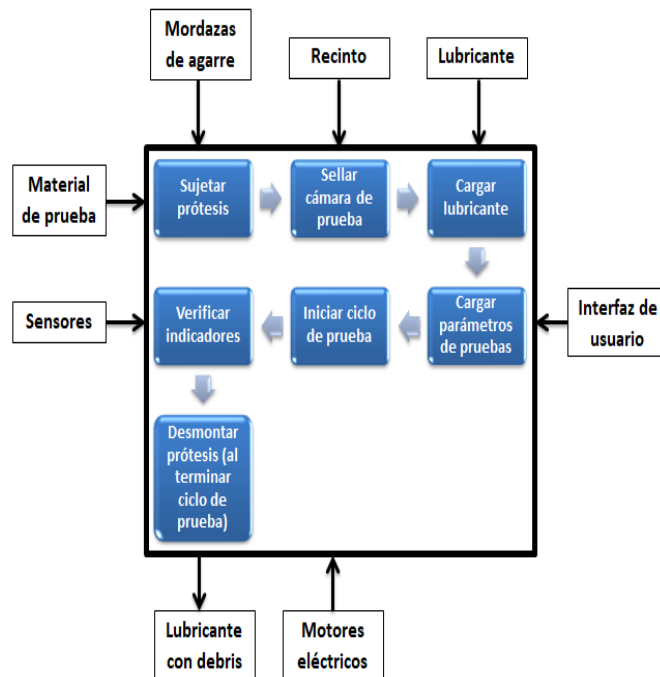


Figura 14. Caja transparente.



#### 4.4 Especificación de requerimientos

En esta tercera etapa se definen los requerimientos necesarios sobre el funcionamiento y desempeño del banco de pruebas. Estos requerimientos se dividieron en nueve partes como se muestra en la Tabla 5.

Tabla 5. Requerimientos establecidos

	<b>Características</b>	<b>Requerido</b>	<b>Deseado</b>
1	<b><u>Características generales:</u></b> Pruebas de prótesis en seco Pruebas de prótesis lubricadas Pruebas con temperatura controlada Sistema fijo Tener más de dos estaciones de trabajo	X X X X	X
2	<b><u>Condiciones de trabajo:</u></b> Bajo norma ISO 14242-1 Tiempo de set up bajo (preparación) Variación de movimientos de articulación de cadera Capaz de producir desplazamientos angulares de acuerdo con la norma Variación de carga aplicada Control de flujo del lubricante Control de temperatura Fácil operación	X X X X X X X X	X
3	<b><u>Capacidad de estación de trabajo:</u></b> Contar con depósito para lubricante	X	
4	<b><u>Velocidad de Pruebas:</u></b> Operar a frecuencia de 1 Hz (+/- 0.1Hz)	X	
5	<b><u>Características de componentes:</u></b> Materia prima comercial	X	

	Fácil adquisición	X	
6	<b><u>Seguridad:</u></b> Botón de paro de emergencia Sistema de protección para alguna sobre carga de energía Guarda de seguridad para motores	X X X	
7	<b><u>Mantenimiento:</u></b> Mínimo y sencillo Facilidad para encontrar refacciones	X	X
8	<b><u>Ergonomía y estética:</u></b> Agradable a la vista Facilidad en cambiar muestras	X	X
9	<b><u>Precio:</u></b> Costo bajo en comparación de otras máquinas comerciales		X

#### 4.5 Determinación de características

En esta cuarta etapa se recurre al método del despliegue de la QFD para determinar las características del banco de pruebas con la finalidad de obtener una “matriz de calidad” basada en la etapa anterior, y aunada a los requerimientos de ingeniería que implica el diseño del banco de pruebas; dicha matriz se muestra en la Figura 15.

El método de la casa de la calidad permite planificar el desarrollo del banco de pruebas, tomando en cuenta las características establecidas por el cliente y la relación que tienen con parámetros técnicos que son responsabilidad del diseñador.

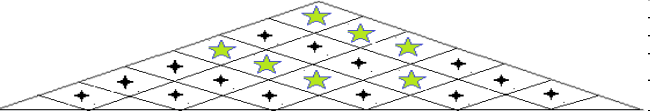


									
 <b>Con relación</b>		Control de temperatura	Control de fuerza	Control de velocidad	Capacidad de trabajo	Seguridad	Materiales	Mantenimiento	
 <b>Sin relación</b>									
Características generales	Pruebas de prótesis en seco	×	■	■	×	×	■	×	
	Pruebas de prótesis lubricadas	■	■	■	×	×	■	×	
	Pruebas con temperatura controlada	■	■	■	×	×	■	×	
	Sistema fijo	×	×	×	×	■	×	×	
	Tener una estación	×	×	×	■	×	×	■	
	Tener más de dos estaciones de trabajo	×	×	×	■	×	×	■	
	Bajo normas ISO	■	■	■	×	×	■	×	
Condiciones de trabajo	Tiempo de set up bajo (Preparación)	×	×	×	■	×	×	×	
	Variación de movimientos de articulación de cadera	×	×	×	■	×	×	×	
	Capaz de producir desplazamientos angulares de acuerdo a norma ISO	×	×	×	■	×	×	×	
	Variación de carga aplicada	×	■	■	■	×	×	×	
	Control de flujo del lubricante	■	×	×	■	×	×	■	
	Fácil operación	■	■	■	×	×	×	×	
Capacidad de estación	Una prótesis por prueba	×	×	×	■	×	×	×	
	Recinto capaz de aislar prueba	×	×	×	■	×	×	×	
Velocidad de Pruebas	Operar a frecuencia de 1 Hz (+/- 0.1Hz)	×	×	■	■	×	×	■	
Características de componentes	Material comercial	×	×	×	×	×	■	×	
	Fácil adquisición	×	×	×	×	×	■	■	
Seguridad	Botón de paro de emergencia	×	×	×	×	■	×	×	
	Sistema de protección para alguna sobre carga de energía	×	×	×	×	■	×	×	
Mantenimiento	Mínimo y sencillo	×	×	×	×	×	×	■	
	Facilidad para encontrar refacciones	×	×	×	×	×	×	■	
Forma y estética	Agradable a la vista	×	×	×	×	×	×	×	
	Facilidad en cambiar muestras	×	×	×	■	×	×	×	
Precio	Costo bajo en comparación de otras máquinas comerciales	×	×	×	■	×	■	×	
<b>Con relación</b>		■			<b>Sin relación</b>				×

Figura 15. Matriz de la calidad.

#### 4.6 Generación de alternativas

En esta quinta etapa se generó una serie de soluciones alternativas de diseño para el banco de pruebas las cuales se muestran en la Tabla 6. En dicha tabla se identificaron combinaciones novedosas de medios que podrían generar una solución, los medios se identifican con las letras “A, B y C”, sin embargo, la agrupación seleccionada de elementos se determina en la siguiente etapa, donde se da una ponderación a dichos medios.

Tabla 6. Posibles combinaciones de medios de solución

Soluciones	A	B	C
<b>Sujetar prótesis</b>	 Mordaza mecánica	 Pinza neumática	 Abrazadera
<b>Sellar cámara de prueba</b>	 Tapa de silicona	 Tapa roscada	 Tapa con bisagra
<b>Cargar lubricante</b>	 Bomba de agua	 Sistema de control de flujo	 Sistema de control de flujo
<b>Cargar parámetros de prueba</b>	 Ordenador	 Display LCD	 Interfaz en un Smartphone
<b>Inicio de ciclo de prueba</b>	 Motores DC	 Motores DC	 Motor a pasos
<b>Verificar indicadores</b>	 Sensores	 Sensores	 Sensores
<b>Desmontar prótesis</b>	 Usar llaves tipo Allen	 Desactivar pinza neumática	 Usar llaves Allen

#### 4.7 Evaluación de alternativas

En esta sexta etapa se evaluaron las alternativas de solución, y se ponderó cada una de las soluciones de la etapa anterior. Posteriormente se calculó y comparó los valores de utilidad de los diseños alternativos.

El valor del “peso” se da en una escala de 0.1 a 1, significando 1 mayor influencia y siendo 0.1 menor influencia en el diseño. El valor de la “calificación” se da en una escala de 1 a 10,

significando 1 la calificación más baja y 10 la mejor, para evaluar el desempeño del componente al realizar la tarea asignada. El resultado de la columna del “valor”, se obtiene de multiplicar la calificación del “peso” por el valor de la “calificación”. Con esto se obtiene una calificación, la que fue más alta en comparación con las demás fue seleccionada, esto se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7. Selección de alternativas de solución

Peso	Funciones	Parámetro	A			B			C		
			Magnitud	Calificación	Valor	Magnitud	Calificación	Valor	Magnitud	Calificación	Valor
0.2	Sujetar prótesis	Fijar espécimen	Fuerza de agarre y tiempo	8	1.6	Fuerza de agarre	5	1	Fuerza de agarre	8	1.6
0.2	Sellar cámara de prueba	Aislar ensayo del ambiente	Contaminación de agentes externos	7	1.4	Contaminación de agentes externos	7	1.4	Contaminación de agentes externos	6	1.2
0.2	Cargar parámetros de prueba	Parámetros bajo norma ISO	Cumplir con indicaciones de la norma	9	1.8	Cumplir con indicaciones de la norma	6	1.2	Cumplir con indicaciones de la norma	7	1.4
0.1	Inicio de ciclo de prueba	Accionar movimientos biomecánicos	Precisión de ángulos de movimiento	8	0.8	Precisión de ángulos de movimiento	8	0.8	Precisión de ángulos de movimiento	5	0.5
0.2	Verificar indicadores	Condiciones operativas del ensayo	Temperatura, cantidad de lubricante.	6	1.2	Temperatura, cantidad de lubricante.	6	1.2	Temperatura, cantidad de lubricante.	6	1.2
0.1	Desmotar prótesis	Retirar espécimen	Tiempo Y facilidad	6	0.6	Tiempo	8	0.8	Tiempo	6	0.6
					<b>Σ=7.4</b>			<b>Σ=6.4</b>			<b>Σ=6.5</b>

#### 4.8 Diseño conceptual del banco de pruebas

En la Figura 16 se muestra un diseño conceptual del banco de pruebas obtenido a partir de la metodología de diseño de Nigel Cross. Cuenta con dos pares de entrada y cada uno genera un movimiento de la articulación de cadera, el primer movimiento es “*abducción-aducción*” y el segundo es “*flexión-extensión*”. Cuenta con tres recintos para contener el lubricante donde la prótesis es sumergida en un líquido de origen bovino, así como tres sistemas para generar la fuerza de compresión entre los componentes de las prótesis. Así mismo cuenta con la estructura base de todo el banco de pruebas. Todos estos componentes se establecieron en la etapa de “*especificación de requerimientos*” de la metodología de diseño.

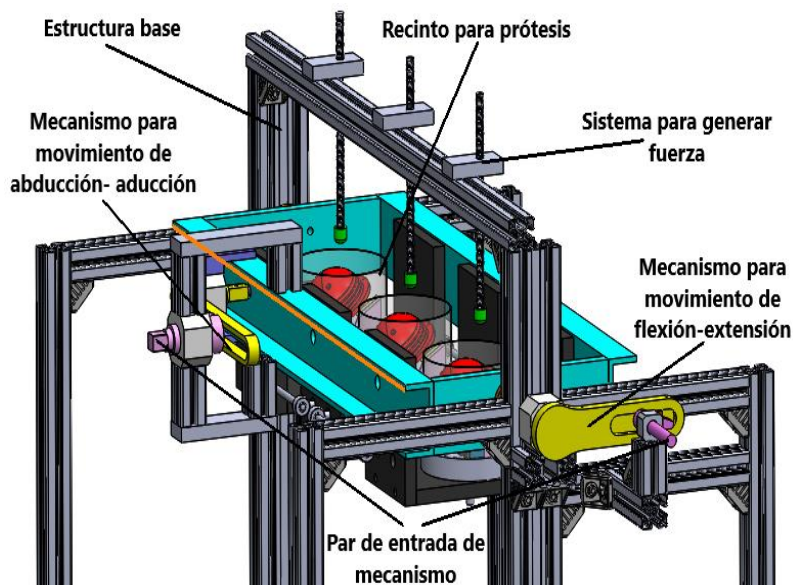


Figura 16. Ensamble de diseño conceptual del banco de pruebas.

## Capítulo 5. Resultados

### 5.1 Desarrollo

En este apartado se muestra el proceso para el diseño a detalle de elementos del banco de pruebas que se considera están sometidos a esfuerzos críticos.

#### 5.1.1 Diseño de ejes

En el diseño de ejes se calculó el diámetro permisible de manera analítica y posteriormente se validó el resultado, analizando el modelo CAD del eje que se muestra en la Figura 17.

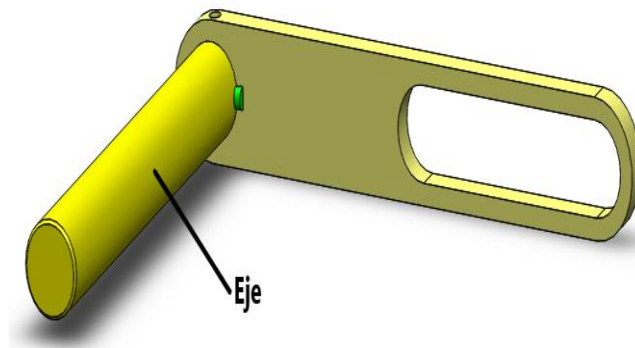


Figura 17. Modelo CAD de eje.

A continuación, se muestran las fórmulas utilizadas y los valores de los cálculos.

$$d = 2 \times \sqrt[3]{\frac{2 \times T}{\pi \times \tau_{max}}} \quad (1)$$

Siendo  $d$  el diámetro del eje (m),  $\tau_{max}$  el esfuerzo cortante máximo de operación del material (MPa) y  $T$  el torque (N-m).

$$\tau_{max} = \frac{\tau_{ultimo}}{F_s} \quad (2)$$

Siendo  $F_s$  el valor del factor de seguridad,  $\tau_{ultimo}$  el esfuerzo cortante ultimo del material (MPa).

$$T = F \times Distancia \quad (3)$$

Siendo  $F$  la fuerza (N).

A continuación, se muestran los datos utilizados para los cálculos.

$$F_s = 4.5$$

$$\tau_{ultimo} = 400 \text{ MPa. Acero ASTM A36}$$

$$F = 400 \text{ N}$$

El acero A36 es utilizado en la fabricación de estructuras de acero soldadas y atornilladas para la construcción industrial y civil, así como para la construcción de puentes. El acero laminado ASTM A36 también se utiliza en la fabricación de artículos y piezas para usos generales del sector de la construcción y la ingeniería [26].

Al ser una máquina para pruebas de desgaste, se considera que los componentes deben tener una alta resistencia y durabilidad, el peso del banco no es una característica que tenga que ser considerada dentro de las especificaciones de diseño, por lo tanto, se considera que el factor de seguridad para los elementos críticos es de 4.5.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos.

$$\tau_{\max} = \frac{400 \text{ Mpa}}{4.5} = 88.88 \text{ MPa}$$

$$T = 400 \text{ N} \times 0.15 \text{ m} = 60 \text{ Nm}$$

$$d = 2 \times \sqrt[3]{\frac{4.5 \times 60 \text{ Nm}}{\pi \times 88.88 \times 10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}}} = 0.019 \text{ m} = 19 \text{ mm}$$

Finalmente, se elige la dimensión de barra redonda comercial de 19 mm o  $\frac{3}{4}$  de pulgada.

En la figura 18 se muestra el análisis de elemento finito que se hizo para validar la geometría del eje.

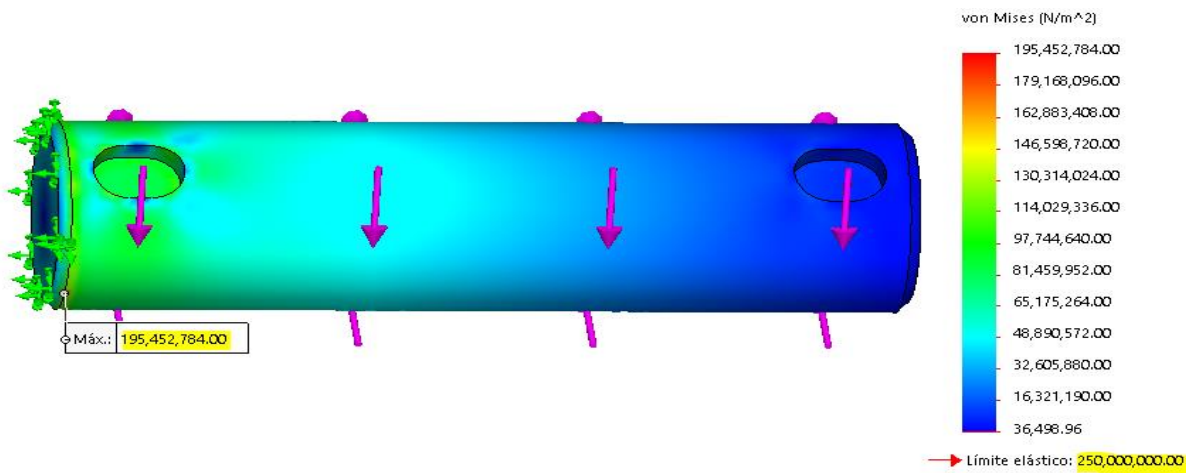


Figura 18. Trazado de esfuerzos Von Mises en el eje.

Se observa en la Figura 18 que el valor máximo de tensiones es de 195 MPa, lo cual indica que está dentro de la zona elástica del material, siendo su valor de límite elástico 250 MPa.



### 5.1.2 Diseño de cuerpo de manivela

El cuerpo de la manivela se diseñó a partir de una solera comercial, las dimensiones se establecieron partiendo del diámetro del eje. Para validar este componente se hizo un análisis de elemento finito. Se muestra en la Figura 19 el trazado de Von Mises en el que se observa el esfuerzo máximo de 165 MPa, lo cual indica que está dentro de la zona elástica del material, siendo su valor de límite elástico 250 MPa.

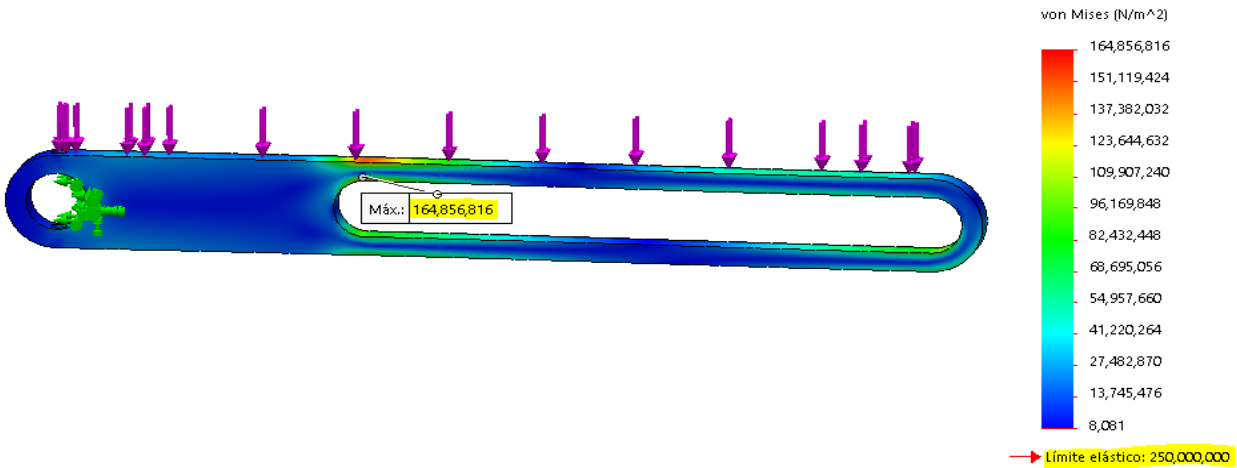


Figura 19. Trazado de esfuerzos Von Mises de manivela.

### 5.1.3 Diseño de canal CE

Es un soporte de un sistema tipo prensa, que se diseñó a partir de un canal CE comercial. Para validar este componente se hizo un análisis de elemento finito. Se muestra en la Figura 20 el trazado de Von Mises en el que se observa el esfuerzo máximo de 186 MPa, lo cual indica que está dentro de la zona elástica del material, siendo su valor de límite elástico 250 MPa.

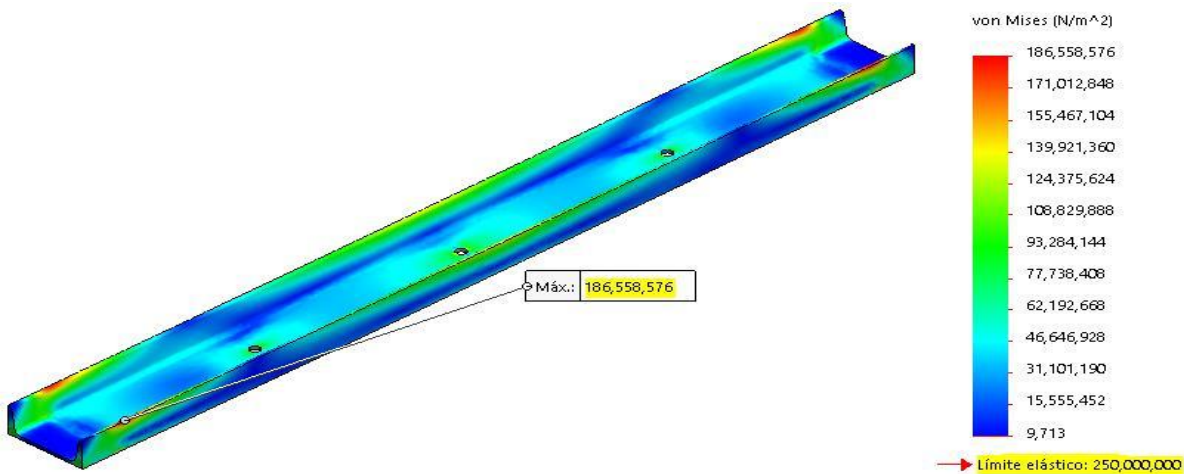


Figura 20. Trazado de esfuerzos Von Mises de canal CE.

### 5.1.4 Soporte para motor

El soporte para motor se diseñó a partir de un ángulo comercial con lados iguales. Se muestra en la Figura 21 el trazado de Von Mises en el que se observa el esfuerzo máximo de 97 MPa, lo cual indica que está dentro de la zona elástica del material, siendo su valor de límite elástico 250 MPa.

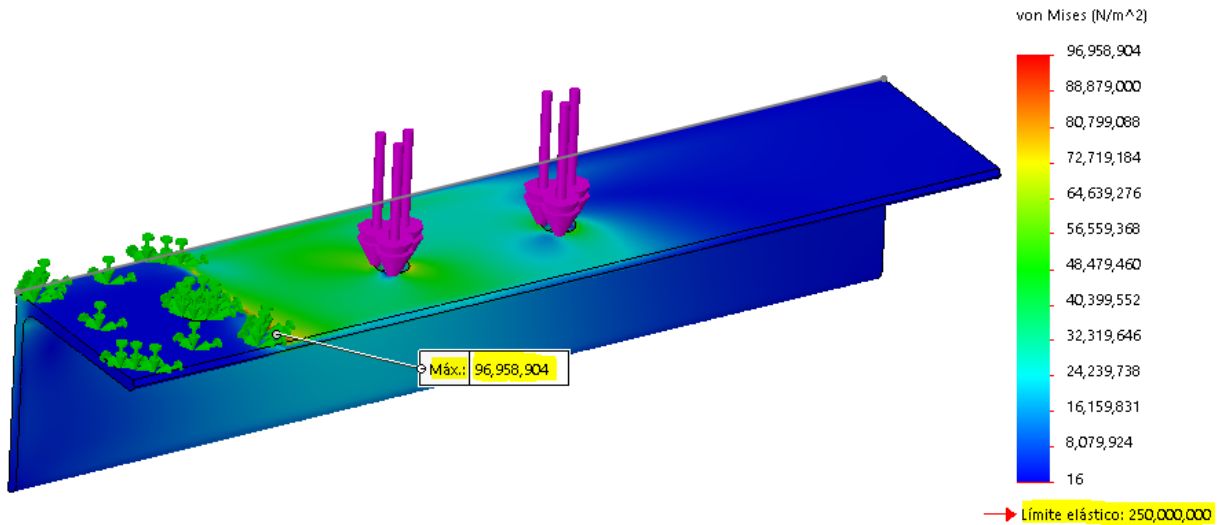


Figura 21. Trazado de esfuerzos Von Mises de soporte.

### 5.1.5 Diagrama S-N acero ASTM A36

Se utiliza el diagrama de Wöhler para validar los componentes que tienen, teóricamente, vida infinita y cuales fallarán por fatiga. Se ubica en el eje de las ordenadas (Y) el esfuerzo máximo de cada uno de los componentes críticos analizados, posteriormente se identifica si dicho esfuerzo está en el área de vida infinita o vida finita. Finalmente, en el eje de las abscisas (X) se identifica el número de ciclos permisible de operación de trabajo de los componentes. El área de vida infinita es el que está en el rango de 0 MPa a 200 MPa, y el área de vida finita es en el rango de 200 MPa a 250 MPa, siendo este el valor del límite elástico del material. En la Figura 22 se muestra el diagrama S-N del Acero ASTM A36.

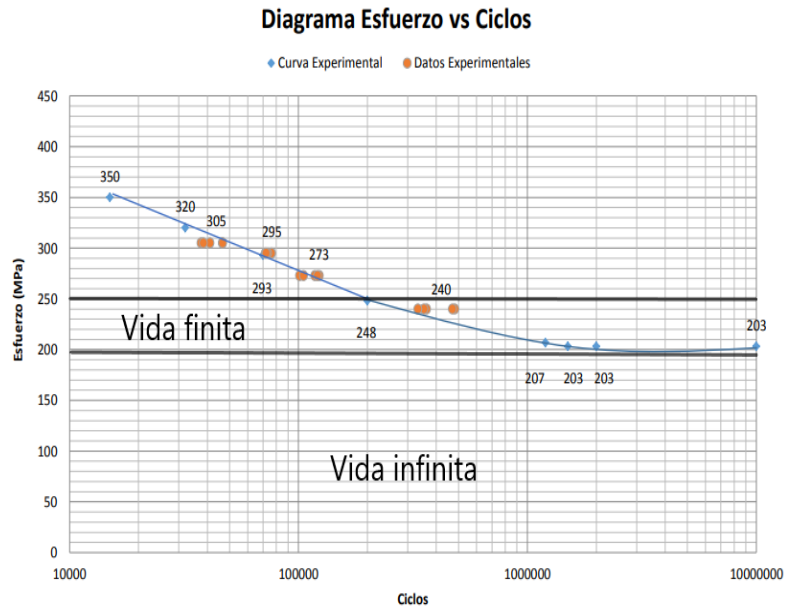


Figura 22. Diagrama de Wöhler de acero ASTM A36 [27].

En la Tabla 8 se captura el valor del esfuerzo máximo de cada pieza que fue analizada, para identificar si tienen vida finita o infinita.

Tabla 8. Valores de esfuerzo máximo y estatus de fatiga

Componente	Esfuerzo máximo (MPa)	Estatus
Eje de biela	195	Vida infinita
Eje de manivela	58	Vida infinita
Manivela	165	Vida infinita
Canal CE	186	Vida infinita
Soporte de motor	97	Vida infinita

### 5.1.6 Cálculo de rodamientos

El banco de pruebas cuenta con rodamientos. Se muestra de manera general el cálculo para seleccionar un rodamiento. Para seleccionar el rodamiento más adecuado, se parte de conocer el diámetro del eje y de conocer criterios para utilizar algún rodamiento en específico. Se elige de tablas comerciales un rodamiento rígido de bolas debido a las características favorables que

ofrece y a que cumple con los requerimientos de operación del banco de pruebas (alta confiabilidad y ambiente de operación limpio).

A continuación, se muestran los cálculos para conocer su vida nominal de operación.

Es un rodamiento rígido de una hilera de bolas, con un número de designación en tablas SKF® 6200 [28]. La confiabilidad deseada es del 90% y se supone que las condiciones de operación son muy limpias (ambiente dentro de un laboratorio de pruebas). La vida nominal se define por la siguiente ecuación:

$$L_{10} = \left(\frac{C}{P}\right)^3 \quad (4)$$

Siendo  $L_{10}$  la vida nominal,  $C$  capacidad de carga dinámica básica y  $P$  la carga radial de operación.

A continuación, se muestran los datos utilizados para los cálculos.

$$C = 22.5 \times 10^3 N$$

$$P = 4500 N$$

$$n = 60 \text{ RPM}$$

$$L_{10} = \left(\frac{22.5 \times 10^3 N}{4500 N}\right)^3$$

$$L_{10} = 125$$

En horas de funcionamiento:

$$L_{10h} = \frac{10^6}{60 \cdot n} \cdot L_{10} \quad (5)$$

Sustituyendo valores:

$$L_{10h} = \frac{10^6}{60 \cdot 60} \cdot 125$$

$$L_{10h} = 34.72 \times 10^3 \text{ horas}$$

### 5.1.7 Cálculo de la resistencia de pernos

Para el cálculo de la resistencia de los pernos se parte de proponer una medida métrica del perno en base a experiencia y se valida su dimensión a través la iteración de los cálculos con diferentes medidas de perno hasta cumplir ciertas condiciones (resistencia a cortante del tornillo y resistencia a aplastamiento de la placa en la zona contigua al tornillo).

La unión que se analizó se muestra en la Figura 23, la cual se indica en el recuadro. Se utiliza la simetría en geometría y cargas para hacer el análisis.

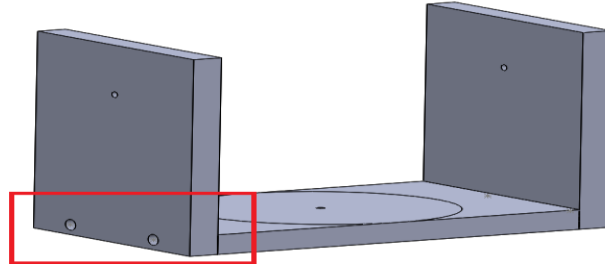


Figura 23. Unión atornillada.

Sabiendo que los pernos están sometidos a cortante directo, entonces, el esfuerzo cortante no debe ser mayor que el menor de los valores siguientes.

- La resistencia a cortante del tornillo.
- La resistencia a aplastamiento de la placa en la zona contigua al tornillo.

A continuación, se muestran los datos de la unión atornillada.

$FvEd = 732.72 \text{ N}$  (Cortante que actúa sobre la unión)

$FtEd = 5731.7 \text{ N}$  (Esfuerzo de tracción que actúa sobre la unión)

$As = 58 \text{ mm}^2$  (Área resistente del tornillo)

$fub = 520 \text{ mm}^2$  (Tensión última a tracción del tornillo)

$Ymb = 1.25$  (Coeficiente parcial de seguridad para tornillos)

$d = 10 \text{ mm}$  (Diámetro del tornillo)

$t = 20 \text{ mm}$  (Espesor de la placa)

$f_u = 240 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$  (Resistencia a tracción del acero de la placa)

$\alpha = \frac{fub}{fu}$  (Valor de una constante)

$d_m = 13 \text{ mm}$  (Valor del diámetro entre los círculos circunscritos e inscrito a la cabeza del tornillo)

Conociendo datos de la unión atornillada, se calcula la resistencia a cortante del perno con la ecuación (6).

$$FvRd = \frac{0.6 \times fub \times As \times 2}{ymb} \quad (6)$$

$$FvRd = 28954 \text{ N}$$

El valor del cortante que actúa sobre la unión debe ser inferior al valor de la resistencia a cortante calculada, es decir, se debe de cumplir la condición (7) para asegurar que no fallará la unión por cortante directo.

$$28954 N > 732.72 N \quad (7)$$

Sabiendo lo anterior, se calcula la resistencia por aplastamiento con la ecuación (8).

$$FbRd = \frac{2.5 \times \alpha \times f_u \times d \times t}{y_{mb}} \quad (8)$$

$$FbRd = 208000 N$$

El valor de la resistencia por aplastamiento debe ser mayor que el valor del cortante que actúa sobre la unión, es decir, se debe de cumplir la condición (9), para asegurar que no fallará por aplastamiento.

$$208000 N > 732.72 N \quad (9)$$

Aunque principalmente la unión está sometida a cortante directo, existe una fuerza de tracción que actúa de forma axial al perno, por lo tanto, se calcula la resistencia a tracción del perno con la ecuación (10).

$$FtRd = \frac{0.9 \times f_{ub} \times A_s \times 2}{y_{mb}} \quad (10)$$

$$FtRd = 43430 N$$

El valor de la resistencia a tracción del perno debe ser mayor que el valor del esfuerzo a tracción que actúa en la unión, es decir, se debe cumplir la condición (11), para asegurar no la unión no fallará por un esfuerzo tensional.

$$43430 N > 5731.7 N \quad (11)$$

Cuando un perno trabaja a tracción, también se debe comprobar el punzonamiento de la placa en contacto con la cabeza del perno, entonces, se calcula la resistencia de punzonamiento con la ecuación (12).

$$BpRd = \frac{0.6 \times \pi \times d_m \times t \times f_u}{y_{mb}} \quad (12)$$

$$BpRd = 94097 N$$

El valor de la resistencia a punzonamiento debe ser mayor que el valor del esfuerzo de tracción que actúa en la unión, es decir, se debe cumplir la condición (13), para asegurar que la unión no fallará por un esfuerzo de punzonamiento en la cabeza del perno.

$$94097 N > 732.72 N \quad (13)$$

Finalmente, cuando la unión está sometida de manera simultánea a esfuerzos cortantes y de tracción, se debe cumplir la condición (14), para validar que los pernos propuestos son adecuados para soportar las cargas.

$$\frac{FvEd}{FvRd} + \frac{FtEd}{1.4 \times FtRd} \leq 1 \quad (14)$$

$$\frac{732.72}{28954 N} + \frac{5731.7 N}{1.4 \times 43430 N} \leq 1$$

$$0.12 \leq 1$$

Al cumplir la condición de la ecuación 14, se concluye que la unión soportara los esfuerzos por cortante, por tracción y por lo tanto el tamaño de los pernos elegido es el correcto.

## 5.2 Diseño final del banco de pruebas

Para el diseño final se estableció un esquema de módulos que conforman al banco de pruebas, los cuales se muestran en la Figura 24.

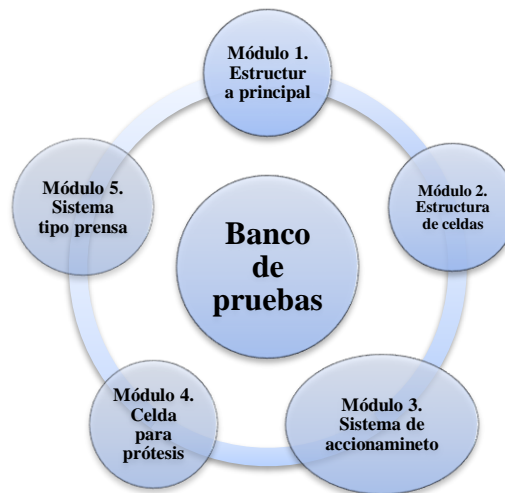


Figura 24. Esquema de módulos.

### 5.2.1 Módulo 1. Estructura principal

Es la base de todo el banco de pruebas, soporta a todos los sistemas que componen al simulador y está diseñada de un perfil comercial tipo Bosch 45X45 mm (Figura 25).

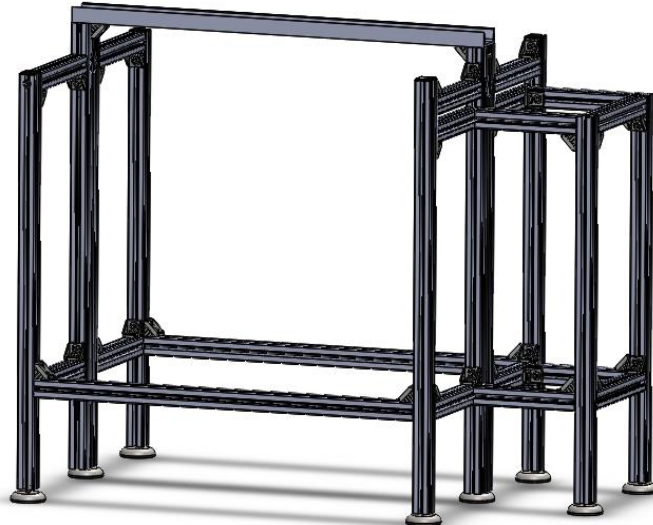


Figura 25. Estructura principal.

### 5.2.2 Módulo 2. Estructura de celdas para prótesis

La Figura 26 muestra la estructura rectangular que soporta 3 estaciones de trabajo para la prueba de desgaste de prótesis que se indican con flechas color rojo, con flechas de color morado se indica un movimiento de vaivén, con las flechas en color amarillo se indica el movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción. Está diseñada con materiales comerciales como son canal (CE) y placa de acero.

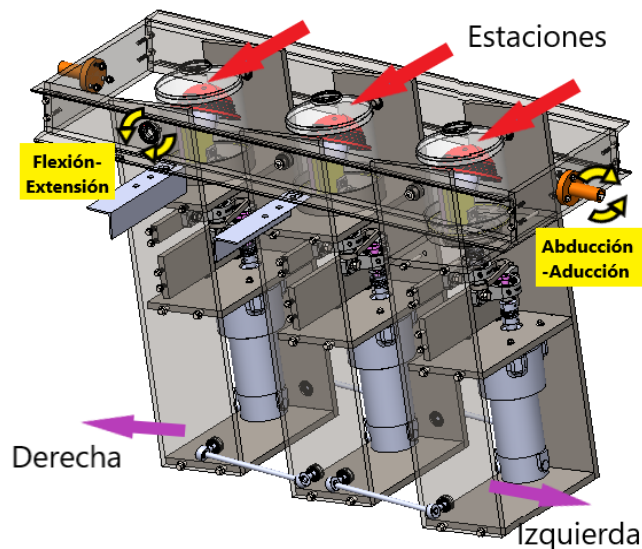


Figura 26. Estructura de celdas para prótesis.



### 5.2.2.1 Celda para prótesis

Estructura en forma de “U”, se compone de la cámara que aloja el líquido sinovial artificial en el que se sumerge la prótesis en una prueba de desgaste, y el sistema de accionamiento que genera el movimiento de rotación interna y externa (Figura 27).

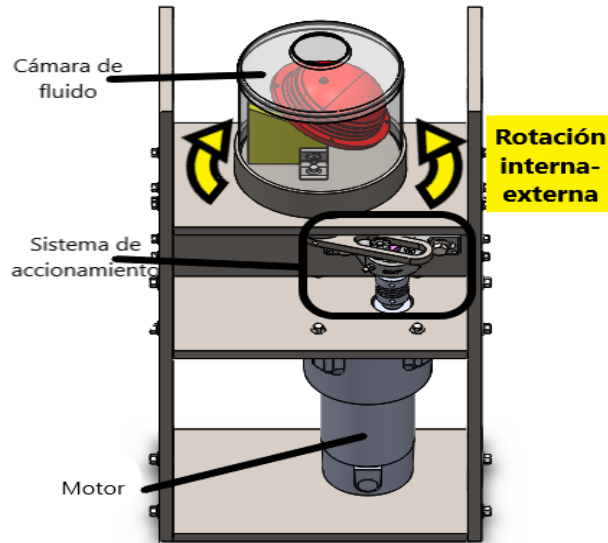


Figura 27. Celda para prótesis.

### 5.2.3 Módulo 3. Sistema de accionamiento

El sistema de accionamiento engloba los componentes que generan movimiento rotatorio continuo en la entrada del sistema y lo transmiten a un eje para generar un movimiento de vaivén a la salida del sistema. Está compuesto por: un motor dc, un reductor, una manivela, una biela y un deslizador (Figura 28).

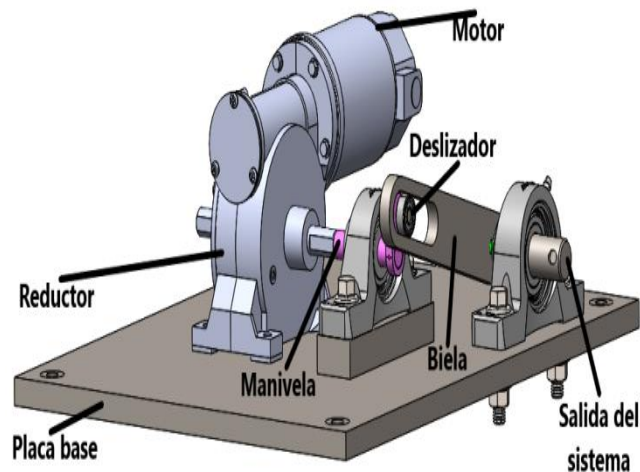


Figura 28. Sistema de accionamiento.

### 5.2.3.1 Cálculo de potencia de motor 1

En un eje lo que se transmite es potencia, esa potencia opera a un cierto número de RPM, matemáticamente la potencia se define por:

$$P = \omega \times T$$

Siendo  $P$  la potencia (watts),  $\omega$  la velocidad angular (rpm) y  $T$  es el torque (Nm).

Calculando el torque:

$$T = F \times Distancia = 400 N \times 0.15 m = 60 Nm$$

Velocidad angular de:

$$60 \frac{rev}{min} = \frac{1 min}{60 seg} = \frac{2\pi rad}{1 rev} = 6.28 \frac{rad}{seg}$$

La velocidad angular de 60 rpm se establece en la norma ISO 14242-1 Implantes para cirugía.

Finalmente, la potencia requerida es:

$$P = 6.28 \times 60 = 376.8 watts$$

### 5.2.3.2 Cálculo de potencia de motor 2

Calculando el torque:

$$T = F \times Distancia$$

$$3000 N \times 0.00635 m = 19 Nm$$

Velocidad angular de:

$$60 \frac{rev}{min} = \frac{1 min}{60 seg} = \frac{2\pi rad}{1 rev} = 6.28 \frac{rad}{seg}$$

La velocidad angular de 60 rpm se establece en la norma ISO 14242-1 Implantes para cirugía.

Finalmente, la potencia requerida es:

$$P = 6.28 \times 19 = 119.6 watts$$

## 5.2.4 Módulo 5. Sistema tipo prensa

La función de este sistema es generar la fuerza de contacto entre los componentes protésicos. El principio de funcionamiento de este sistema es el de una prensa tipo "C". Se compone de un tornillo, con mango deslizante en "T" para mayor comodidad y una rosca cuadrada ACME para mayor facilidad de vueltas, la base del sistema se empotra al canal CE. A través de un tornillo que gira, se genera una presión en una superficie (Figura 29).

Para medir la fuerza que se va a aplicar a los componentes protésicos, se propone utilizar un dinamómetro (dispositivo externo a los componentes del banco de pruebas). Conforme el tornillo del sistema tipo prensa gire y avance, en el extremo superior del tornillo, se ancla dicho dinamómetro para obtener una medición.

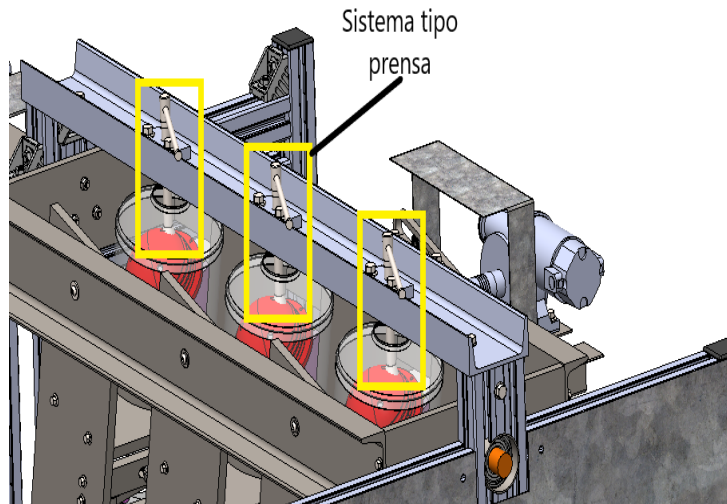


Figura 29. Celda para prótesis.

### 5.3 Tablas de presupuesto

En este apartado se muestra un análisis de costos de los componentes del banco de pruebas. Las primeras 4 tablas corresponden a cada uno de los costes por módulo y la quinta tabla corresponde a la sumatoria del total de los costos.

La Tabla 9 corresponde a la cotización de los elementos que conforman a la estructura principal.

Tabla 9. Cotización de estructura principal

Número	Nombre	Cantidad requerida	Costo unitario en pesos	Costo total en pesos \$
1	Perfil de aluminio tipo Bosch de 45X45 mm (longitud dimensionada en metros)	14.8 m.	254.1	3760.68
2	Ángulo de aluminio 45X45 mm	38 piezas	126	4788
3	Pie nivelador 80	8 piezas	208	1664
4	Tapa de perfil 45xX45 mm	4 piezas	26	104
5	T bolt 45 Mod. 17-425-8	76 piezas	26	1976
6	Canal C viga	1 pieza	823.6	823.6
Total				13116.28

La Tabla 10 corresponde a la cotización de los elementos que conforman a la estructura de celdas para prótesis.

Tabla 10. Cotización de estructura de celdas para prótesis

Número	Nombre	Cantidad	Costo unitario	Costo total \$
1	Canal CE lateral derecho	1	842.9	842.9
2	Canal CE lateral izquierdo	1	842.9	842.9
3	Placa base de mecanismo	1	897	897
4	Placa de contorno	2	231.4	462.8
5	Placa base de chumacera	3	177.9	533.7
6	Placa base de chumacera 2	3	102.2	306.6
7	Placa lateral	6	847.9	5087.4
8	Canal lados iguales de 50.8 mm	4	150	600
9	Placa central	9	317.2	2854.8
10	Rodamiento oscilante de 8 mm	8	287	2296
11	Tornillo arandela M7	72	12	864
Total				14724.1

La Tabla 11 corresponde a la cotización de los elementos que conforman al sistema de accionamiento.

Tabla 11. Cotización de sistema de accionamiento

Número	Nombre	Cantidad	Costo unitario	Costo total \$
1	Chumacera SFK de piso de 19.1 mm	2	829	1658
2	Chumacera SFK de piso de 12.7 mm	2	374	748
3	Rodamiento rígido de una hilera de bolas	5	35	175
4	Solera de 9.52 mm X 38.1 mm	5	500	2500
5	Solera de 6.35mm X 19.01mm	5	300	1500
6	Tornillo arandela M7	12	12	144
7	Tuerca arandela M7	12	8	96
9	Canal lados iguales de 50.8 mm	1	150	150
10	Motor DC de 1/4 Hp	3	7209	21627
11	Motor DC de 1/2 Hp	2	10199	20398
Total				48996

La Tabla 12 corresponde a la cotización de los elementos que conforman al sistema tipo prensa.

Tabla 12. Cotización de sistema tipo prensa

Número	Nombre	Cantidad	Costo unitario \$	Costo total \$
1	Esparrago ACME de 12.7 mm	3	984	2952
2	Placa base de 12.7 mm	3	200	600
3	Tornillo arandela M7	12	12	144
4	Tuerca arandela M7	12	8	96
Total				3792

La Tabla 13 corresponde a la sumatoria de los costos de los módulos.

Tabla 13. Sumatoria de costos

Número	Nombre	Costo total \$
1	Módulo 1	13116.2
2	Módulo 2	14724.1
3	Módulo 3	48996
4	Módulo 4	3792
Total		80628.3

## **Capítulo 6. Conclusiones**

- El software CAD-CAE utilizado permite cambiar de manera rápida de un entorno de modelaje de piezas a un entorno de simulación, por lo tanto, se convierte en una excelente herramienta de diseño para analizar rápidamente una geometría y hacer iterativamente cambios hasta llegar a un diseño que cumpla requerimientos de durabilidad, seguridad y fácil manufactura.
- El valor de los esfuerzos obtenidos en los análisis CAE son satisfactorios ya que no superan el límite elástico del material. Además, no se tendrá falla por fatiga en los componentes en base al diagrama de Wöhler del material ASTM A36.
- El diseño de este banco de pruebas permitirá realizar 3 pruebas de desgaste simultáneamente, esta característica maximiza la capacidad del laboratorio para estudiar diferentes prótesis. En comparación con otros bancos de pruebas del mismo tipo (estudio del desgaste), este banco cuenta con una cinemática completa, ya que simula los 3 movimientos de la cadera.

## Bibliografía

- [1] R. W. Bucholz, «Indicaciones, técnicas y resultados de reemplazo total de cadera en Estados Unidos,» *Revista médica clínica Condes*, vol. 5, n° 25, pp. 760-764, 2014.
- [2] «ENDOLAB,» [En línea]. Available: <https://www.endolab.org/simulator-hip-implants.asp>. [Último acceso: 26 Mayo 2021].
- [3] G. Herrán, «Sendagrup médicos asociados,» [En línea]. Available: <https://www.sendagrup.com/2014/06/16/historia-de-la-protesis-total-de-cadera/>. [Último acceso: 26 Mayo 2021].
- [4] C. Nigel, *Engineering desing methods*, BALDERAS 95, MÉXICO, D.F.: EDITORIAL U MUSA, S.A. DE C.V., 2002.
- [5] K. Engr y . M. Rafiq Bin.Malasia Patente MY147885, 31 01 2013.
- [6] Y. Yong San, K. Byung Hoon y P. Suk Hoon.Korea Patente KR20100006384, 19 01 2010.
- [7] C. A. Reynos García , E. Castañeda Paredes y J. Aguilar Rosales.México Patente MX201617166, 2017.
- [8] M. A. L. Hernández Rodriguez y A. J. Perez Unzueta .México Patente MX2174B, 2010.
- [9] A. Gandía Montes, «Universidad Politécnica de Valencia,» 2014. [En línea]. Available: <https://riunet.upv.es/handle/10251/49879>. [Último acceso: 19 10 2019].
- [10] L. Á. Villanueva Torres , «Diseño y construcción de un simulador de desgaste para prótesis de cadera,» Ciudad de México, 2012.
- [11] M. Alvarez Vera, «Colección Digital UANL,» 12 2012. [En línea]. Available: <https://cd.dgb.uanl.mx/handle/201504211/16455>. [Último acceso: 21 10 2019].
- [12] A. Reyes Cruz, «Repositorio Dspace,» 29 11 2013. [En línea]. Available: <https://tesis.ipn.mx/handle/123456789/20744>. [Último acceso: 21 10 2019].
- [13] L. Á. Villanueva Torrez , «tesis.ipn.mx,» 19 08 2013. [En línea]. Available: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/12383/DISE%20C3%91O%20Y%20CONSTRUCCI%20C3%93N%20DE%20UN%20SIMULADOR%20DE%20DESGASTE%20PARA.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. [Último acceso: 20 10 2019].
- [14] G. Rico Baeza, M. R. Lesso Arroyo y H. Orozco Mendoza, «Desarrollo de un Simulador para Pruebas de Fatiga en Hemiprótesis de Cadera bajo la Norma ISO 7206,» *MEMORIAS DEL XL CONGRESO NACIONAL DE INGENIERÍA BIOMÉDICA*, vol. 4, pp. 74-77, 2017.
- [15] P. Engineering, «EBSCOhost,» 2 9 2005. [En línea]. Available: <http://web.b.ebscohost.com>. [Último acceso: 23 10 2019].
- [16] R. L. Mott, *Diseño de elementos de máquinas*, CDMX: PEARSON EDUCACIÓN, 2006.
- [17] I. Negrin Hernández y E. . A. Pérez Ruíz, «ANÁLISIS DE SIMULACIÓN DE ESFUERZOS Y DEFORMACIÓN PLÁSTICA DURANTE EL CONTACTO Y DESLIZAMIENTO DE DOS CUERPOS,» *Scientia et Technica Año XIV*, vol. 39, pp. 147-152, 2008.

- [18] F. D. Del Castillo Rodríguez, «Lecturas de ingeniería,» 2007. [En línea]. Available: <http://profefelipe.mex.tl/imagesnew/4/6/9/5/1/TRIBOLOGIA.pdf>. [Último acceso: 02 11 2019].
- [19] «Fisioonline,» [En línea]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/protesis-de-cadera-que-es-causas-sintomas-diagnostico-tratamiento>. [Último acceso: 1 Junio 2021].
- [20] M. E. Prado, 2017. [En línea]. Available: <https://www.ridaa.unicen.edu.ar/xmlui/bitstream/handle/123456789/1565/Informe%20Proyecto%20Final%20-%20Prado%20Robles.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. [Último acceso: 11 2019].
- [21] «Instron,» [En línea]. Available: <https://www.instron.com/en-us/testing-solutions/by-standard/iso/iso-7206-4>. [Último acceso: 15 05 2020].
- [22] A. Zahar, A. Rastogi y D. Kendoff, «Dislocation after total hip arthroplasty,» *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 6, pp. 350-356, 2013.
- [23] A. I. Kapandji, Fisiología Articular, Editorial medica panamericana, 2012.
- [24] V. Úbeda Pitarch y Á. Bernabé, «Tecnica de carrera,» 2019. [En línea]. Available: <http://www.tecnicadecarrera.com/biomecanica-de-cadera/>. [Último acceso: 02 11 2019].
- [25] A. Castel Oñate, «El repositorio de la producción académica en abierto de la UCM,» 2015. [En línea]. Available: <https://eprints.ucm.es/32668/>. [Último acceso: 21 10 2019].
- [26] «Metinvest,» 2006. [En línea]. Available: <https://metinvestholding.com/es/products/steel-grades/astma36>. [Último acceso: 06 08 2021].
- [27] A. A. Celleri Calle, «Ensayos de Fatiga por Flexión en Acero ASTM – A36 y Acero ASTM,» San Francisco de Quito, 2014, p. 85.
- [28] «SKF,» [En línea]. Available: <https://www.skf.com/mx/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings>. [Último acceso: 24 Mayo 2021].
- [29] M. Ungethuen y H. Stallforth. Alemania Patente DE2753484, 28 02 1979.
- [30] M. Álvarez Vera, G. Contreras Hernández, S. Affatato y M. Hernández Rodríguez, «Un novedoso diseño de revestimiento total de la cadera con rango de movimiento mejorado y tensión de contacto con la carga del borde,» *Material & Desing*, vol. 55, pp. 690-698, Marzo 2014.
- [31] M. Hernandez-Rodrigue, J. Ortega-Saen y G. R. Contreras-Hernandez, «Análisis de falla de una prótesis total de cadera implantada en paciente activo,» *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Material*, pp. 619-622, Julio 2010.
- [32] M. Hernández Rodríguez , R. Mercado Solís, A. Pérez Unzueta, D. Martínez Delgado y M. Cantú Sifuentes , «Wear of cast metal–metal pairs for total replacement hip prostheses,» *Wear*, vol. 259, pp. 958-963, Agosto 2005.
- [33] M. Alvarez Vera, J. Garcia Duarte, A. Juarez Hernández, R. Mercado Solís , A. Castillo y M. Hernández Rodríguez, «Failure analysis of Co–Cr hip resurfacing prosthesis during solidification,» *Case Studies in Engineering Failure Analysis*, vol. 1, pp. 1-5, 2013.
- [34] G. García del pino, E. Gonçalves y J. Valín Rivera , «Criterio de predicción de la vida útil de la prótesis total,» *Ingeniería Mecánica*, vol. 3, pp. 41-46, 2002.
- [35] L. Sawle, J. Freeman, J. Marsden y M. J. Matthews, «Exploring the effect of pelvic belt,» *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 37, pp. 124-131, 2012.



- [36] [En línea]. Available: <https://image.slidesharecdn.com>.
- [37] J. Farias, «slideShare,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/josemed2013/fracturas-de-acetabulo-90319119>. [Último acceso: 2019].
- [38] L. Aponte , M. Arévalo y T. Arévalo, «Región músculo,» [En línea]. Available: <http://regiondelmuslo.weebly.com/oacuteseo.html>.
- [39] D. Zujur y J. Álvarez-Barreto, «Prótesis en artroplastia total de cadera y recubrimientos bioactivos de quitosano para,» *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 10, n° 19, pp. 33-43, 2016.
- [40] G. Rico Baeza , R. Lesso Arroyo y H. Orozco Mendoza, «Desarrollo de un Simulador para Pruebas de Fatiga en Hemiprótesis de Cadera bajo la Norma ISO 7206,» de *MEMORIAS DEL XL CONGRESO NACIONAL DE INGENIERÍA BIOMÉDICA76*, MONTERREY, NUEVO LEÓN, 2017.
- [41] C. . A. Reynoso García, «Máquina tribológica para medir desgaste en materiales utilizados para prótesis de cadera». Guadalajara, México Patente MX017166, 2016.
- [42] E. Resendiz Sosa, E. E. Vera Cárdenas, N. Camacho Tapia y M. Moreno Río, «Diseño conceptual y análisis cinemático de un banco de pruebas para prótesis de cadera,» *Jornada de ciencia y tecnología aplicada*, vol. 3, n° 2, pp. 177-185, 2020.
- [43] M. A. Loudivic Hernández y A. J. Pérez Unzueta, «Simulador de cadera con micro separación». México Patente MX2174B, 2016.
- [44] S. Yong San, «Aparato para proporcionar movimiento angular y simulador de articulación de cadera usando el mismo aparato». Corea Patente KR20100006384, 19 01 2010.
- [45] «Clínica las condes,» [En línea]. Available: <https://www.clinicalascondes.cl/BLOG/Listado/Traumatologia/cirugia-protesis-cadera-tratamiento-recuperacion>. [Último acceso: 10 08 2021].

## Apéndices

### Apéndice 1. Jornada de ciencia y tecnología aplicada



**EDUCACIÓN**  
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



#### EL TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO A TRAVÉS DEL CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO TECNOLÓGICO

OTORGA EL PRESENTE

### RECONOCIMIENTO

A

**EMMANUEL RESENDIZ SOSA, EDGAR ERNESTO VERA CÁRDENAS,  
NAYELI CAMACHO TAPIA, MARISA MORENO RÍO.**

POR LA PRESENTACIÓN DEL ARTÍCULO: "DISEÑO CONCEPTUAL Y ANÁLISIS  
CINEMÁTICO DE UN BANCO DE PRUEBAS PARA PRÓTESIS DE CADERA",  
DURANTE LA 5A JORNADA DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA APLICADA

CUERNAVACA, MORELOS., 17-19 DE NOVIEMBRE DE 2020

**DRA. YESICA IMELDA SAAVEDRA BENÍTEZ**  
DIRECTORA

**DR. ANDRÉS BLANCO ORTEGA**  
COORDINADOR GENERAL DE LA JORNADA



JCTA026720  
<http://constancias.cenidet.tecnm.mx>

Sello Digital:

utwvd0BeUog6Efp8W+dpqbs/V+pEir2IayfEMI01/H3QVXjoQlAWz/mPZvuQn8K2ftvMZxZ81X0a1+n0LKKxu/  
uaFh0iJb0thP/T4zvCV8/S9vOrRHRMmf7ARybKN3afWdtqRMI tmc6HXx2Q8ZZH+ms1S3RG2L7bPeD4SHvvgJT4  
cKbN311YW2IX1kLO55YCV5rzJCNpWHJ817Ujbr/Bz7Ach2nZMRBj/IMrGQyW4ZU0Ca1UWnpMQ5WHcEwdP1/mjc  
G1eF01gd5v6Qg+uCxLnWSnGIQcw/5bg1f9Wh5ue3ICgVd4MHX//oy+FJ23b11PWdNxp+sSpnpNrgVP9X7+A==

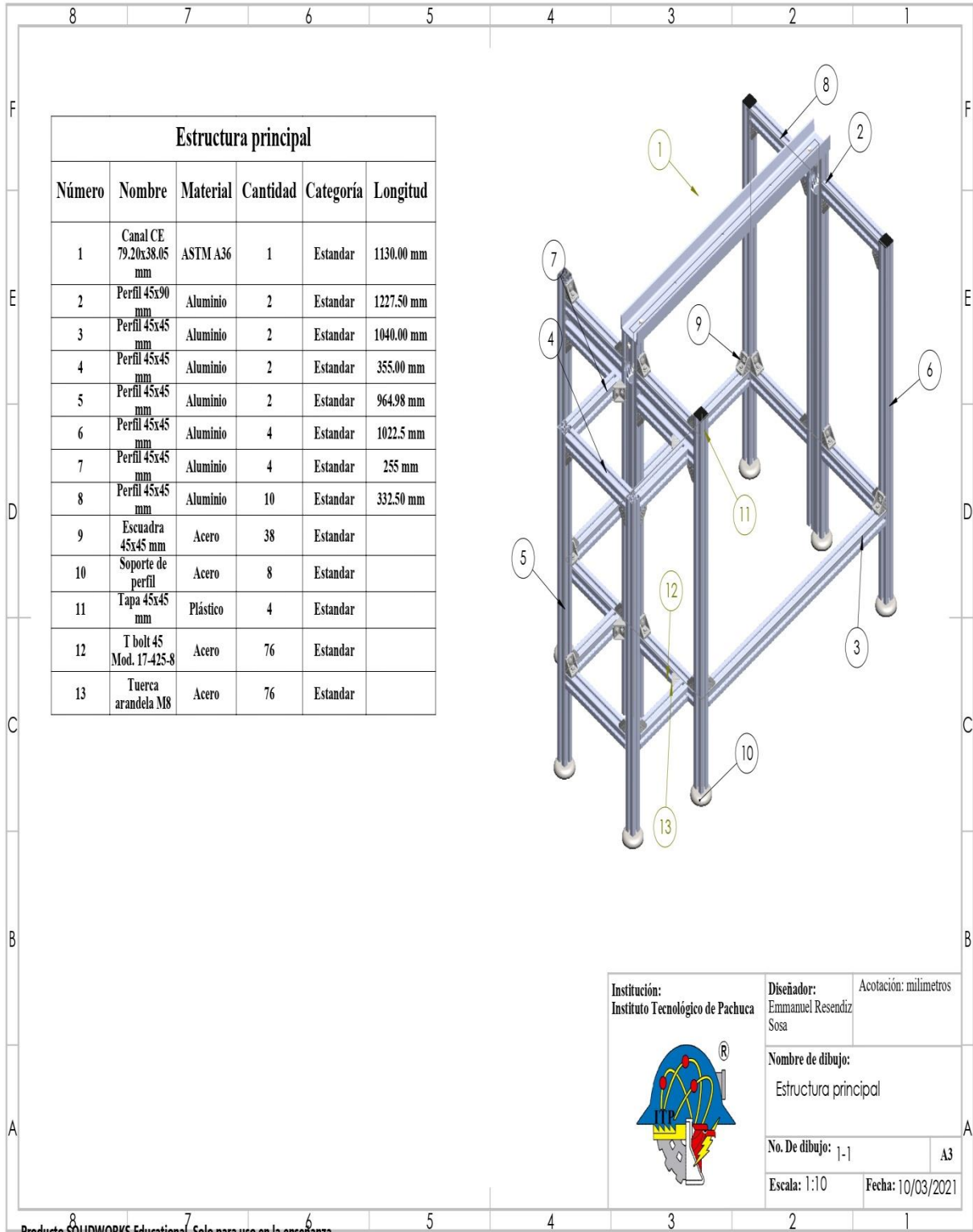


Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira, C. P. 62490 Cuernavaca, Morelos.  
Tel. (01) 777 3 62 77 70, ext. 4101, e-mail: [dir\\_cenidet@tecnm.mx](mailto:dir_cenidet@tecnm.mx)  
[www.tecnm.mx](http://www.tecnm.mx) | [www.cenidet.tecnm.mx](http://www.cenidet.tecnm.mx)

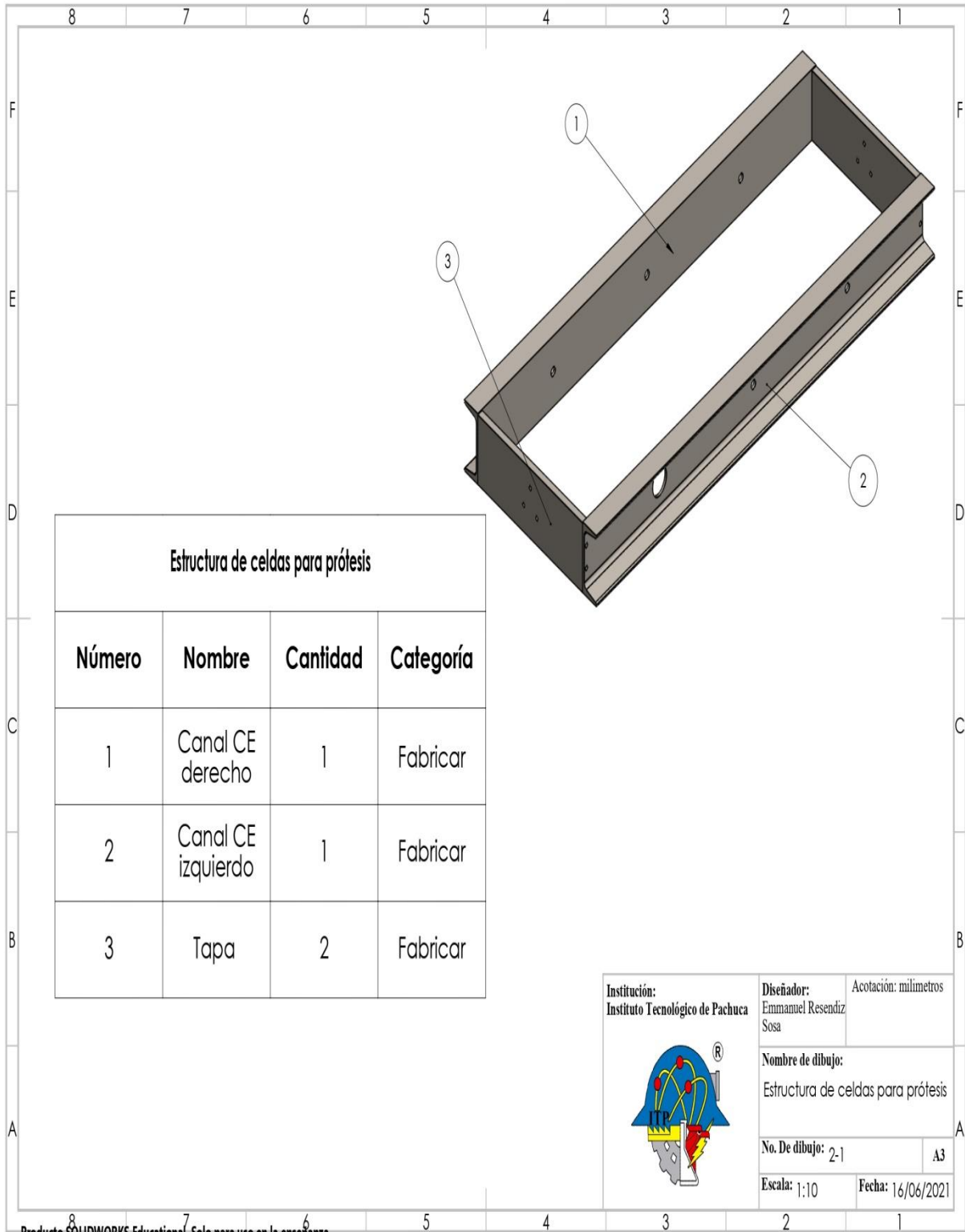


## Apéndice 2. Dibujos técnicos

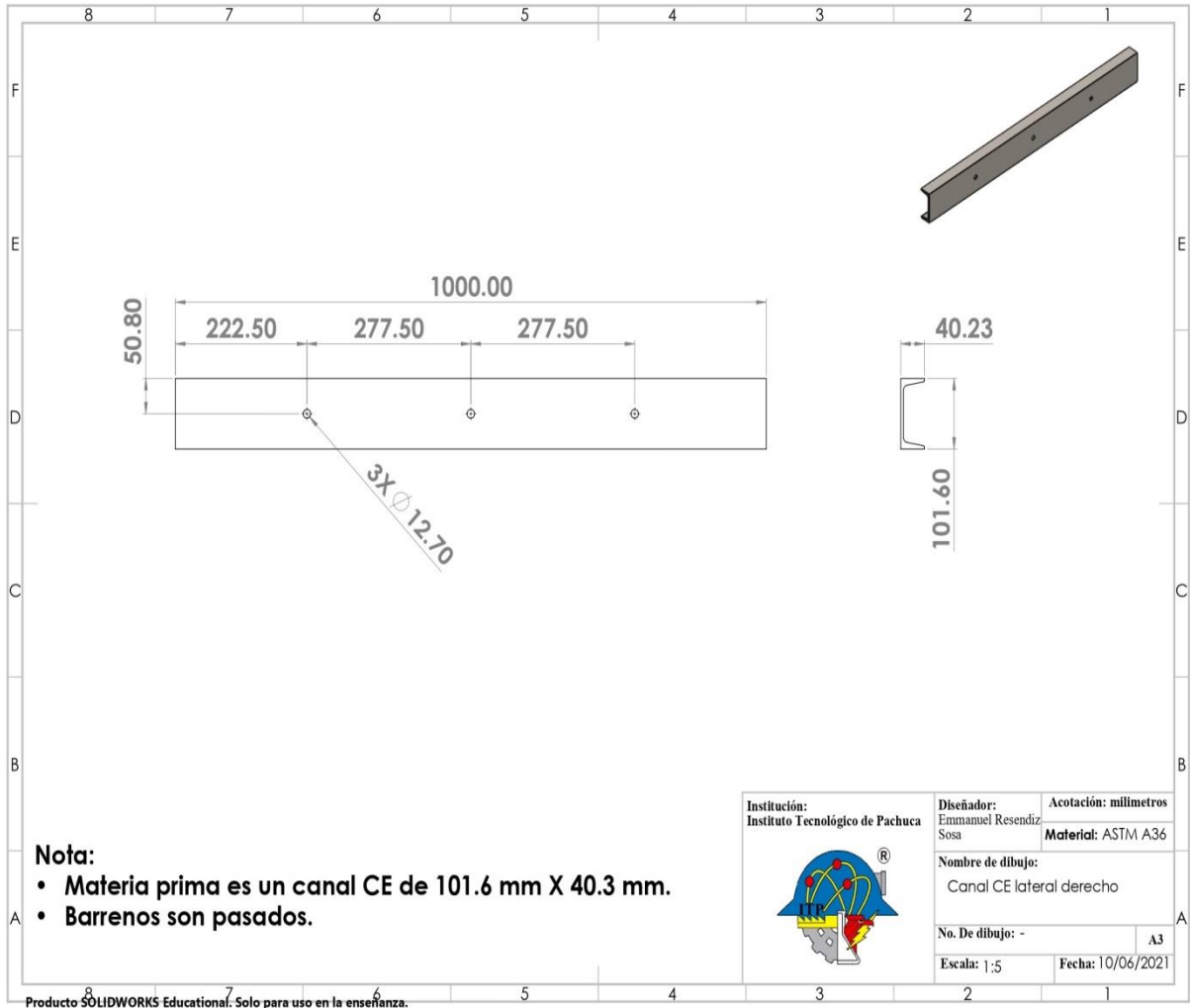
### Dibujo técnico de estructura principal



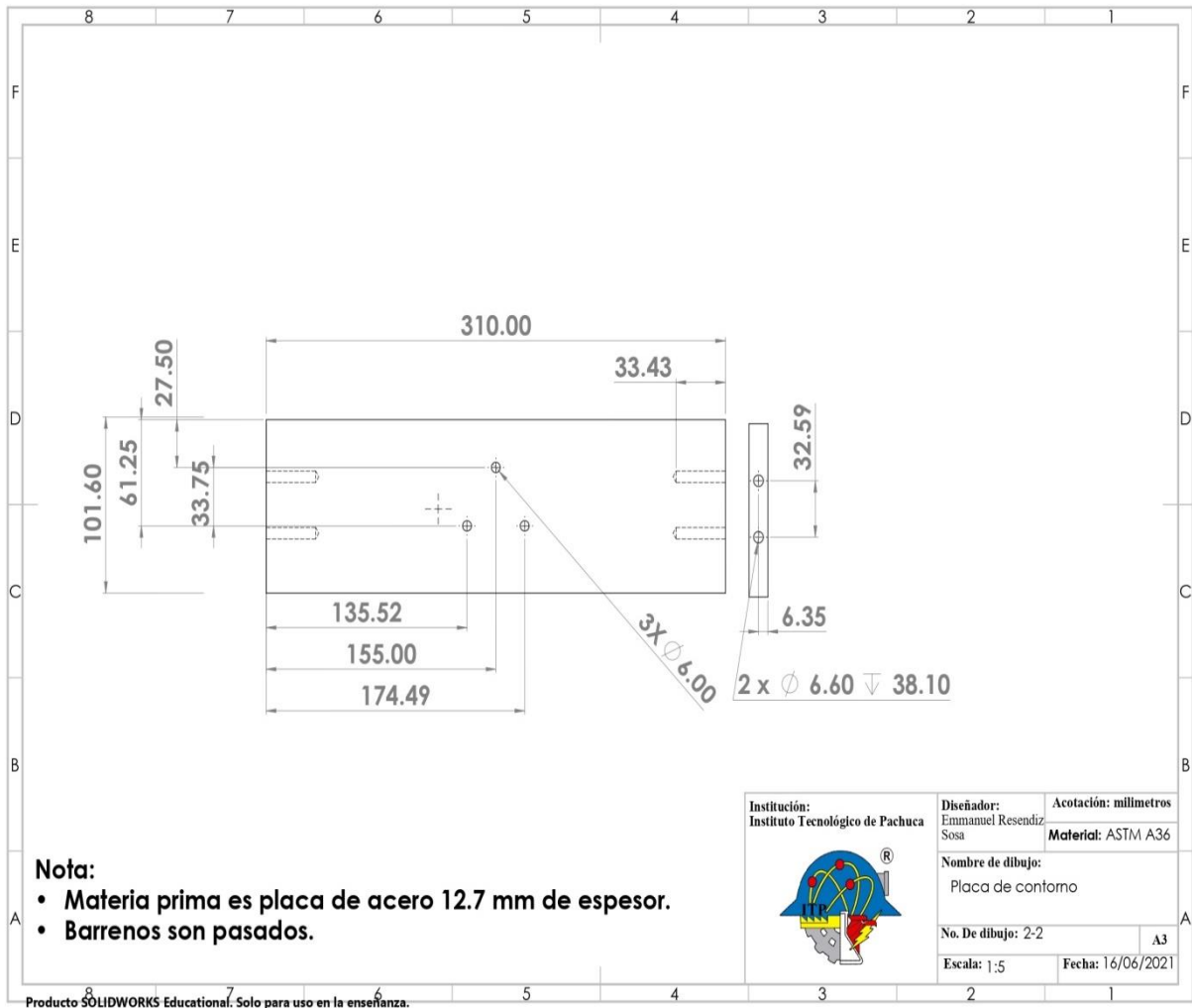
### Dibujo técnico de estructura de celdas para prótesis



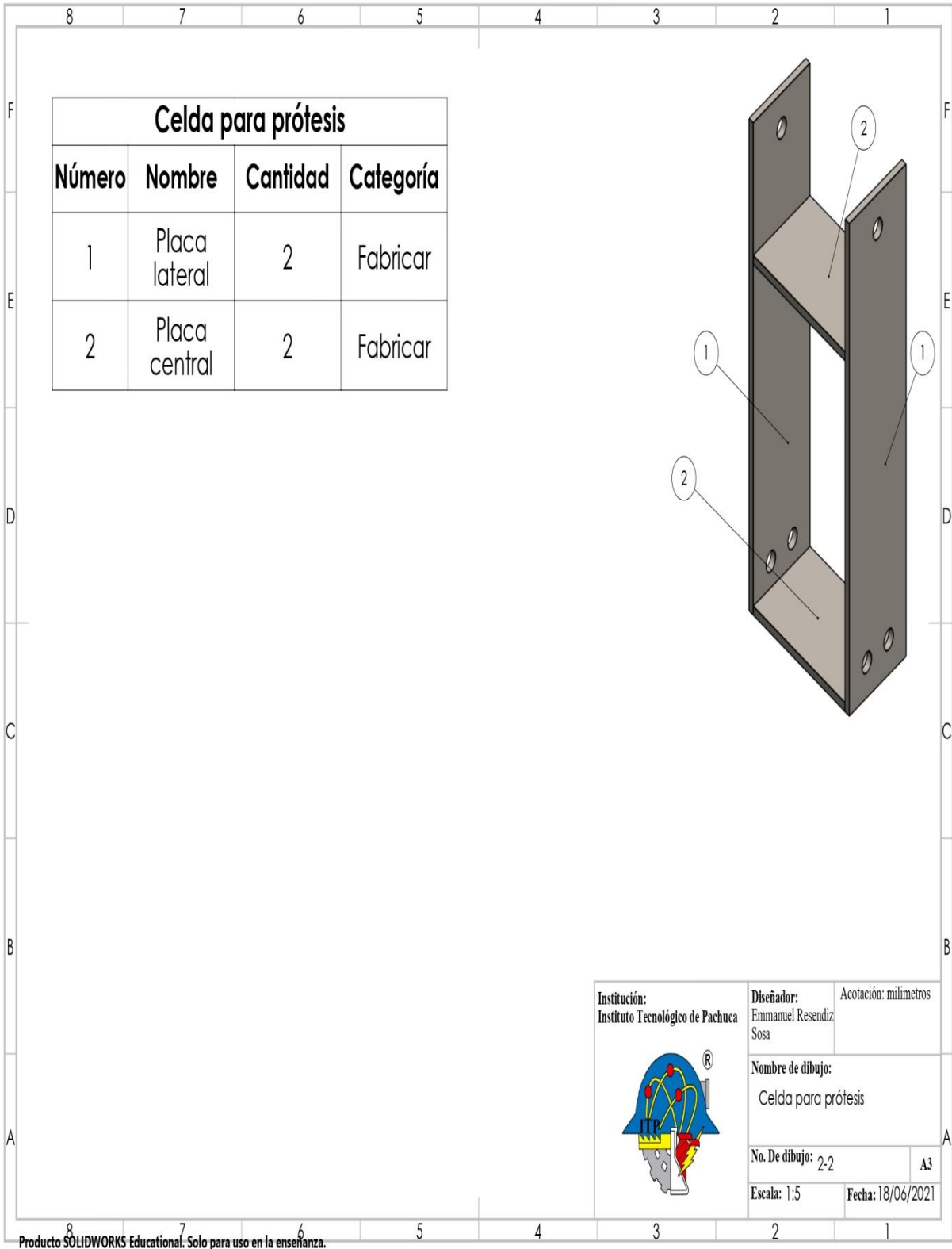
### Dibujo técnico de canal CE lateral



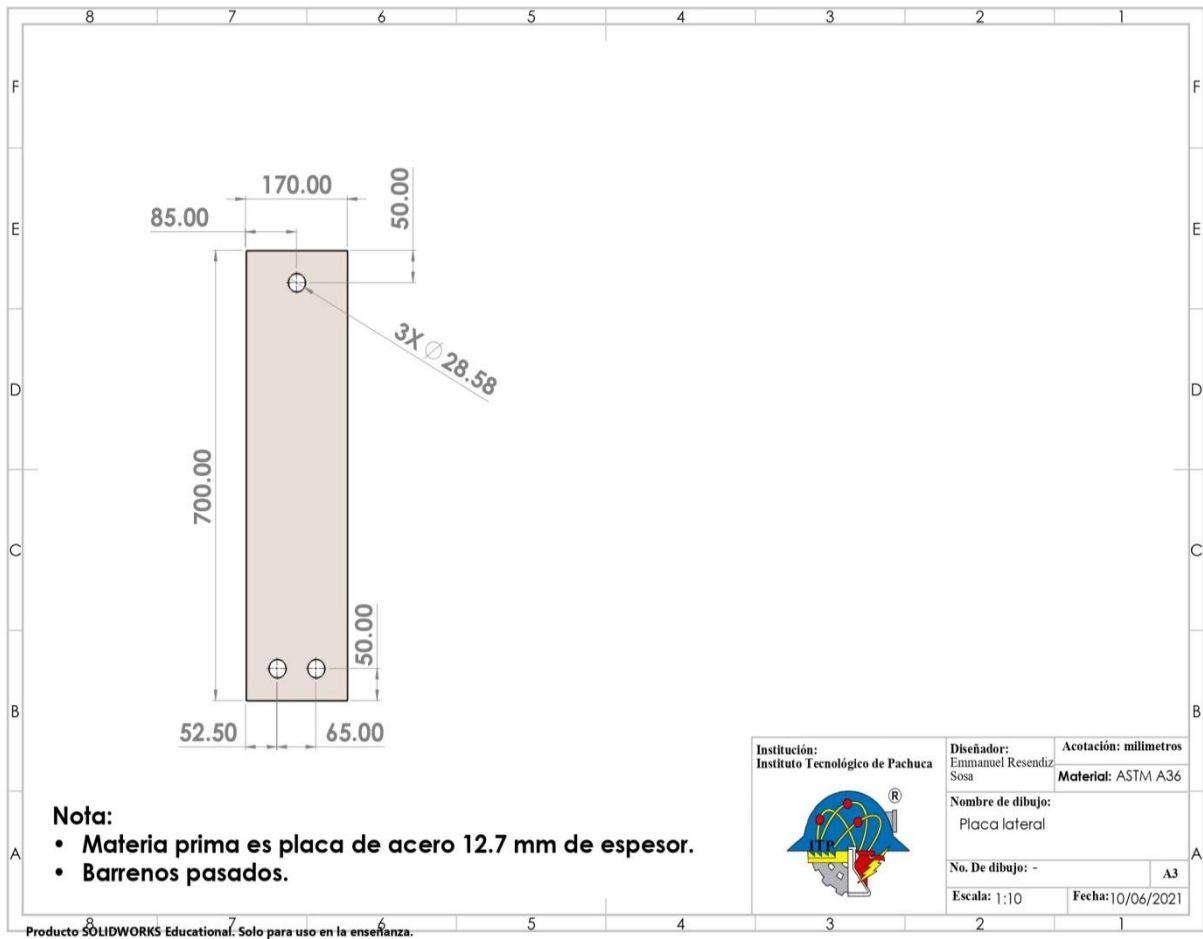
## Dibujo técnico de placa de contorno



### Dibujo técnico de celda para prótesis

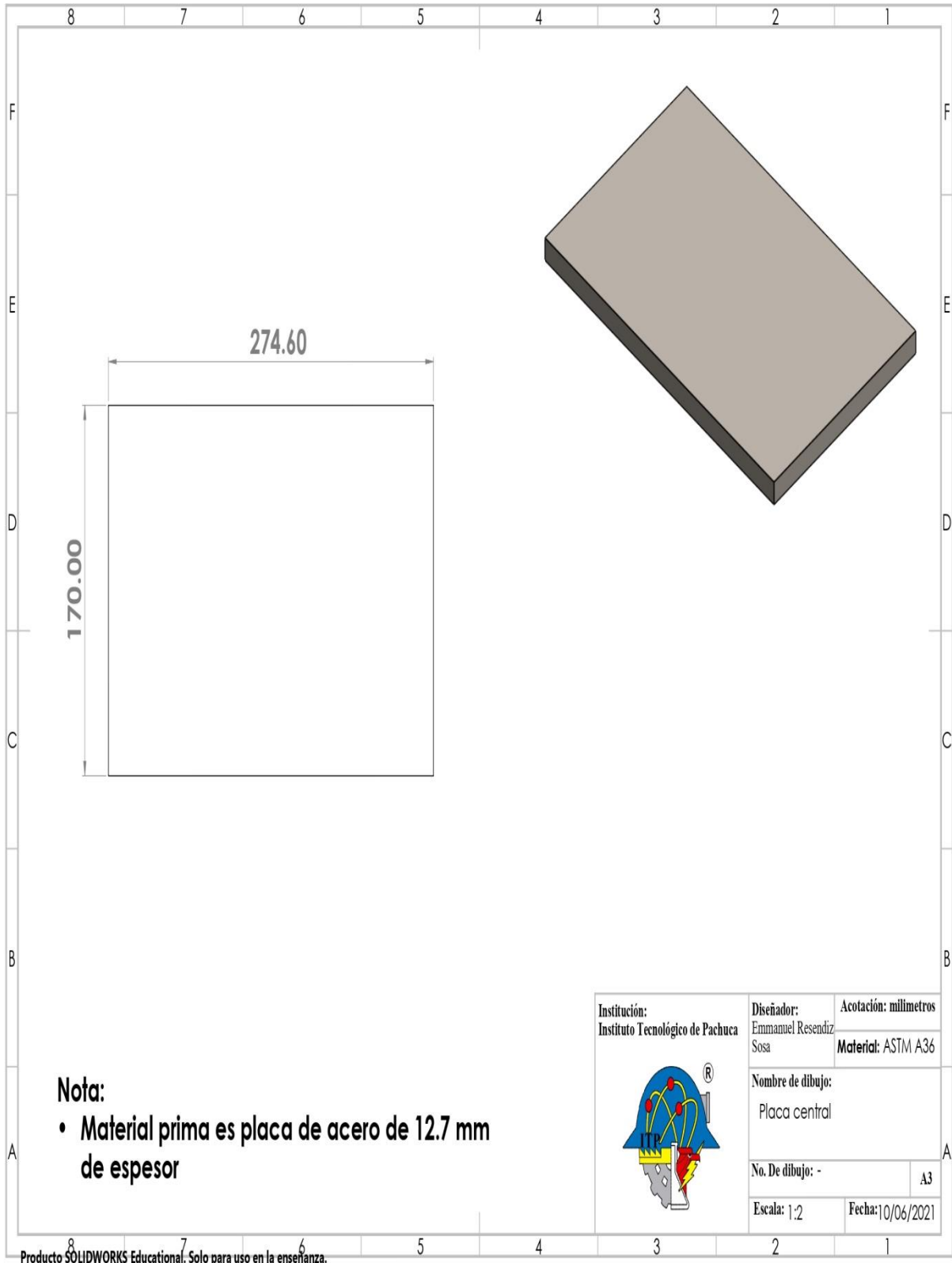


## Dibujo técnico de placa lateral



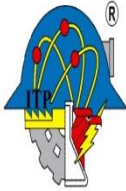


### Dibujo técnico de placa central

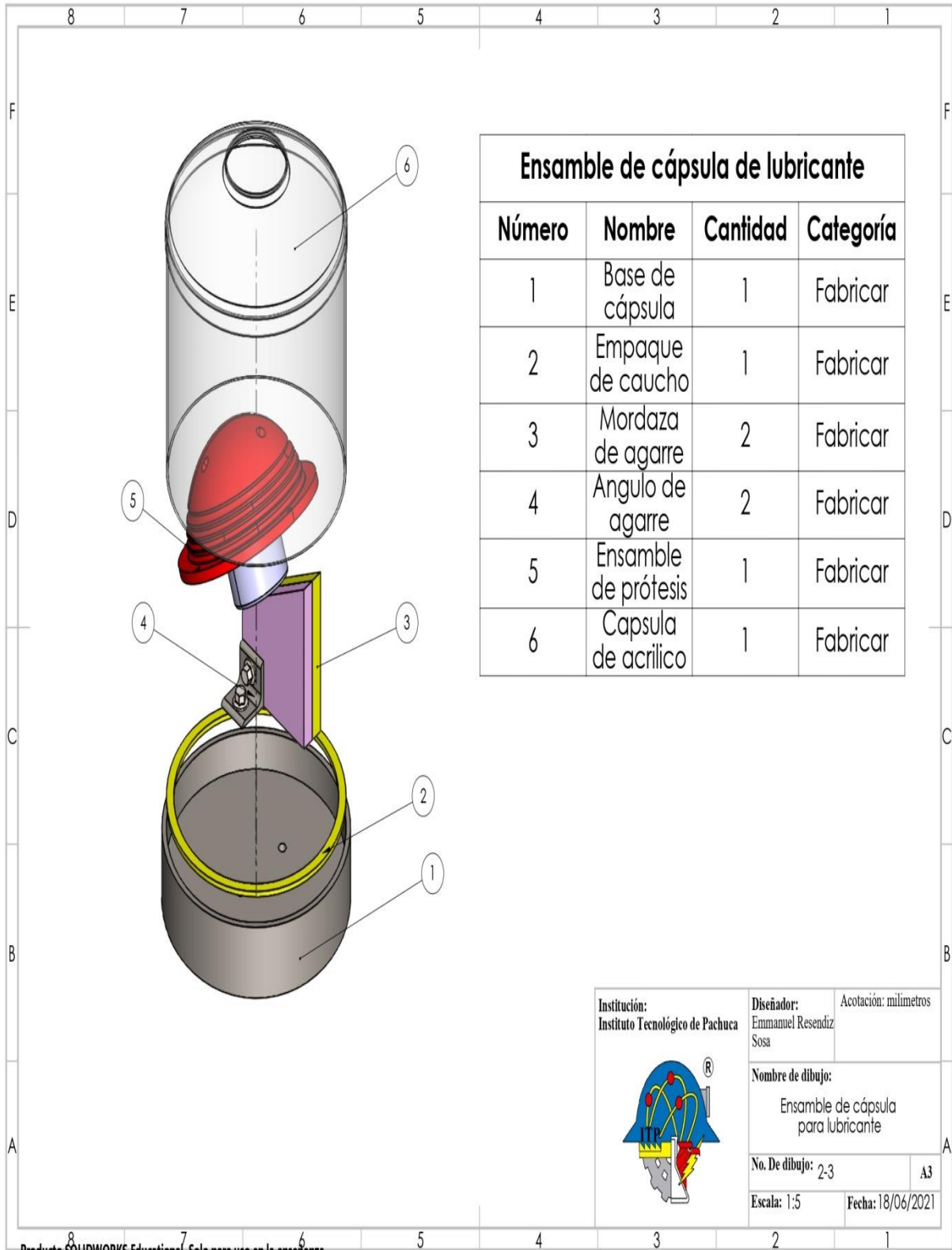


**Nota:**

- Material prima es placa de acero de 12.7 mm de espesor

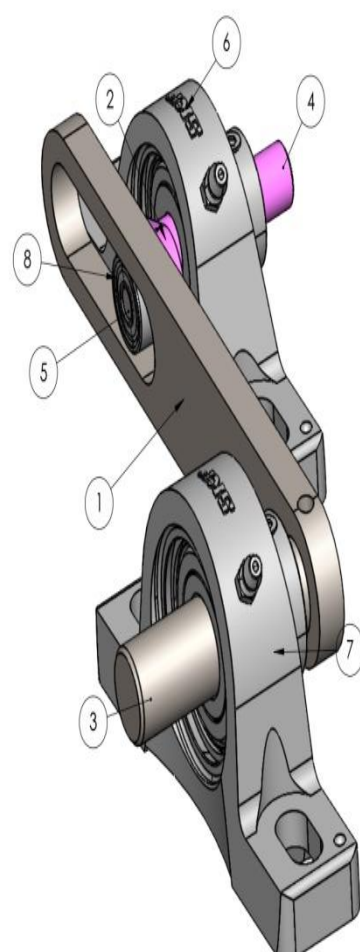
Institución: Instituto Tecnológico de Pachuca 	Diseñador: Emmanuel Resendiz Sosa	Acotación: milímetros
		Material: ASTM A36
Nombre de dibujo: Placa central		
No. De dibujo: -		A3
Escala: 1:2		Fecha: 10/06/2021

### Dibujo técnico de ensamble de cápsula para lubricante



**Dibujo técnico de mecanismo de accionamiento**

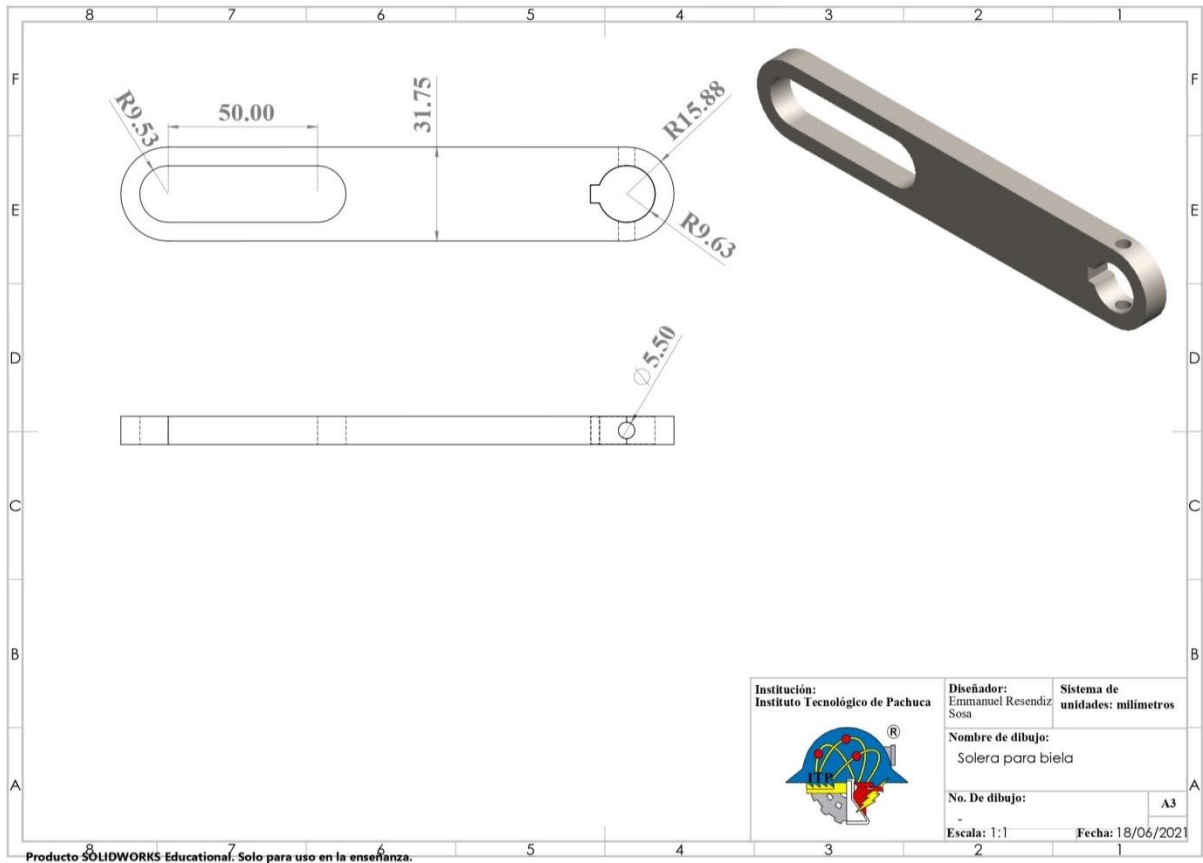
Mecanismo de accionamiento			
Número	Nombre	Cantidad	Categoría
1	Solera para manivela abducción-aducción	1	Fabricar
2	Solera para biela abducción-aducción	1	Fabricar
3	Eje de biela abducción-aducción	1	Fabricar
4	Eje de manivela abducción-aducción	1	Fabricar
5	Pasador de manivela abducción-aducción	1	Fabricar
6	Chumacera de pie SKF SY 3/4 FM	1	Estanandar
7	Chumacera de pie SKF P47 YAR 214-012-2RF	1	Estanandar
8	Balero SKF RLS 8-2Z	1	Estanandar



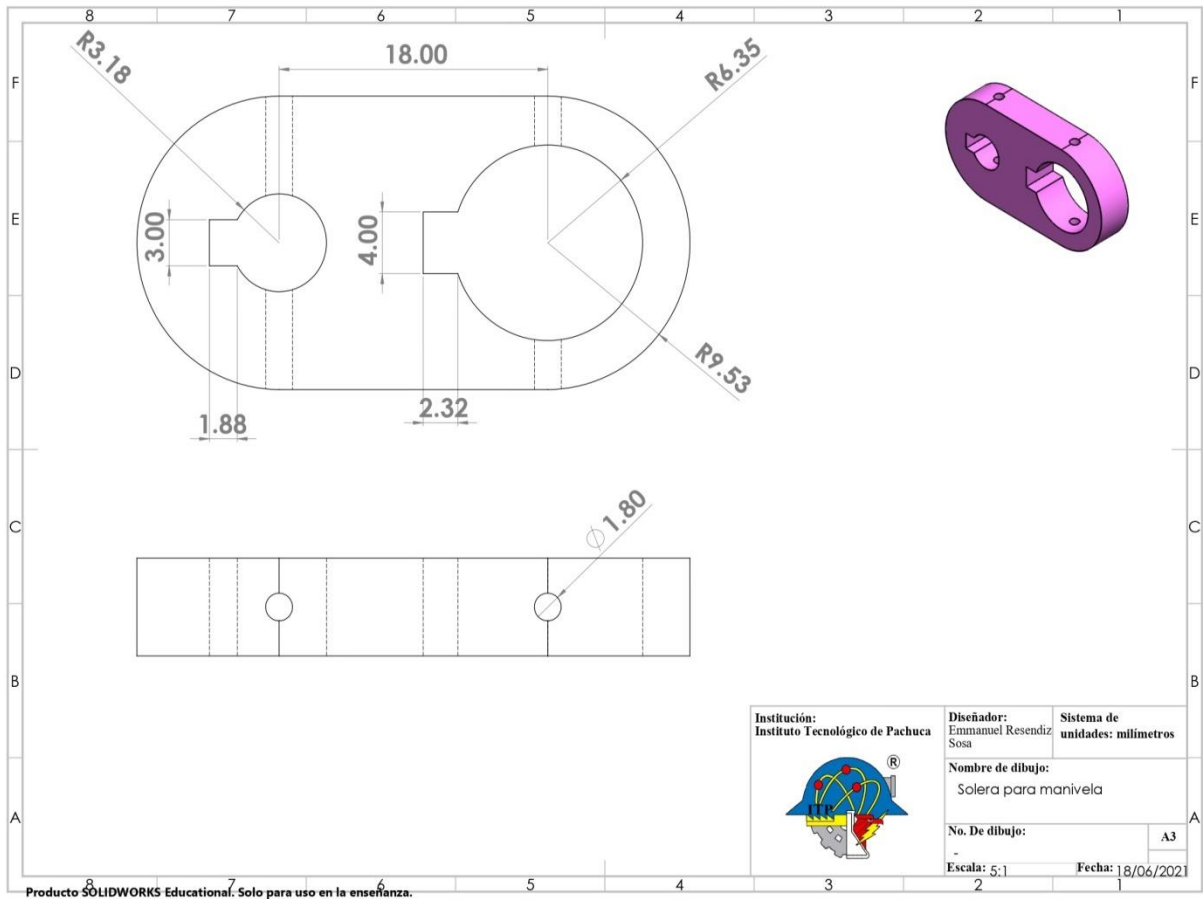
<b>Institución:</b> Instituto Tecnológico de Pachuca	<b>Diseñador:</b> Emmanuel Resendiz Sosa	Acotación: milímetros
<b>Nombre de dibujo:</b> Mecanismo de accionamiento		
<b>No. De dibujo:</b> 3-1		A3
<b>Escala:</b> 1:2		<b>Fecha:</b> 10/03/2021

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

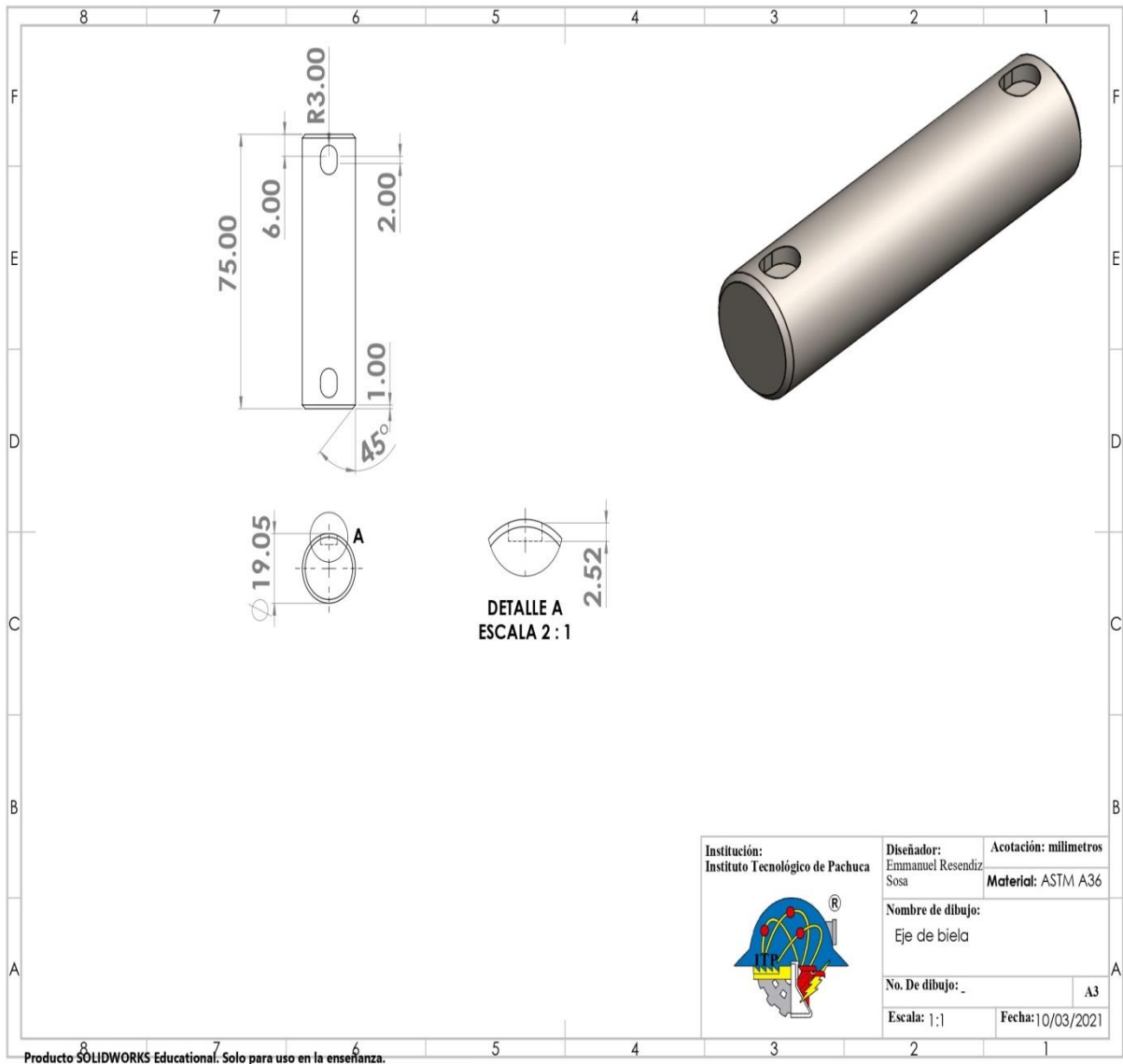
### Dibujo técnico de cuerpo de biela



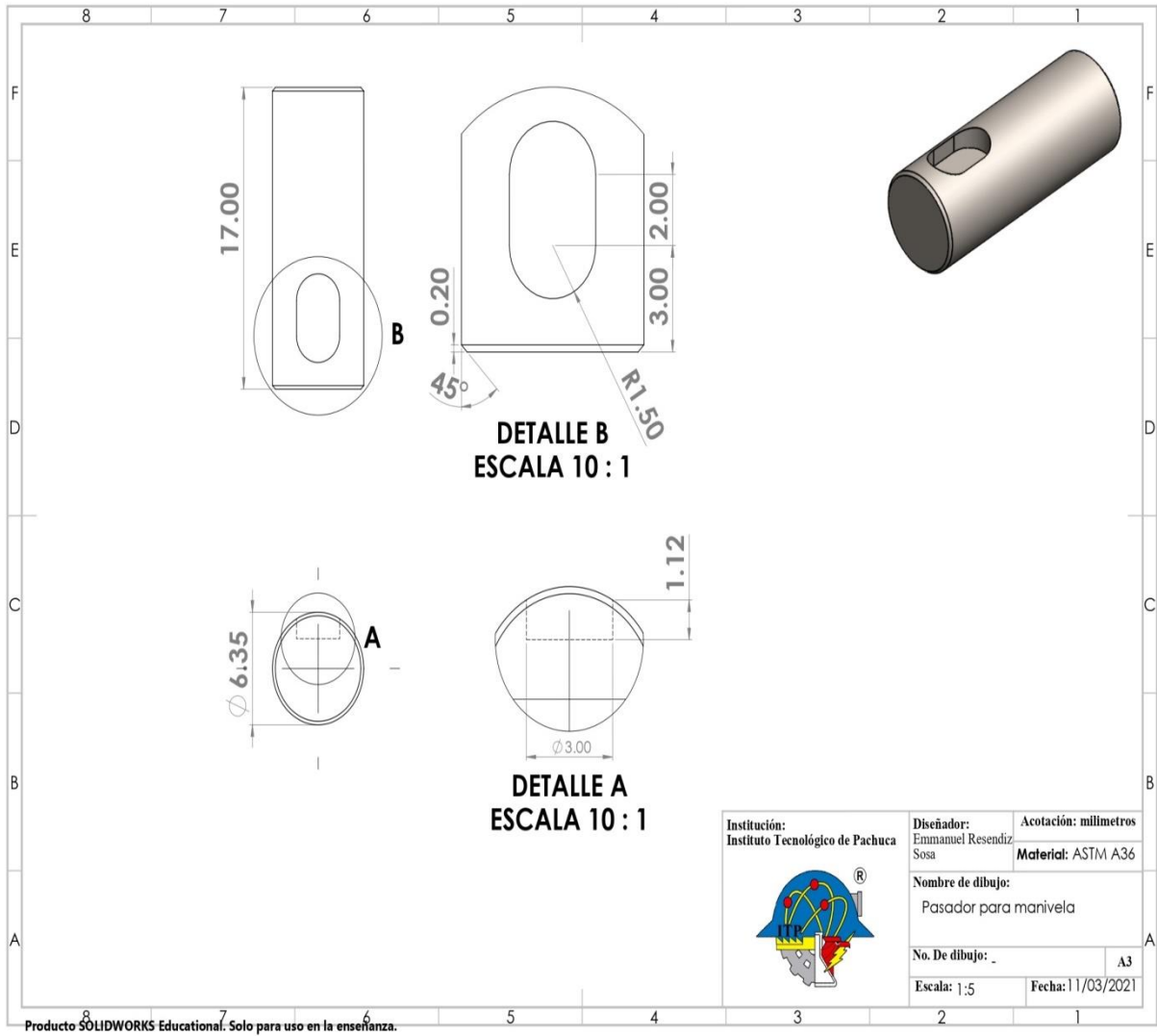
### Dibujo técnico de cuerpo de manivela



### Dibujo técnico de eje para biela

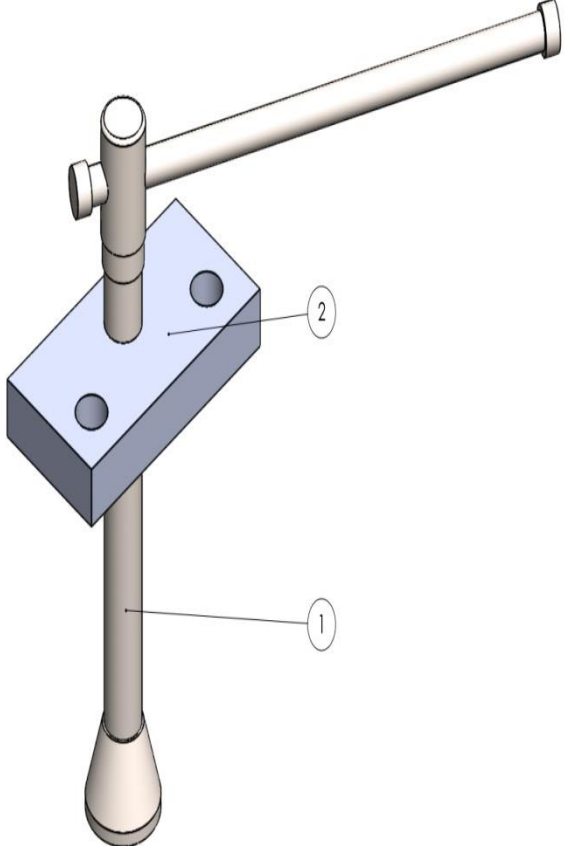


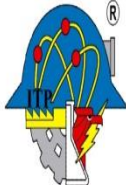
### Dibujo técnico de pasador de manivela



### Dibujo técnico de sistema tipo prensa

Ensamble sistema tipo prensa			
Número	Nombre	Cantidad	Categoría
1	Esparrago ACME de 12.7 mm	1	Estándar
2	Placa base de prensa	1	Fabricar



Institución: Instituto Tecnológico de Pachuca	Diseñador: Emmanuel Resendiz Sosa	Acotación: milímetros
		Nombre de dibujo: Sistema tipo prensa
No. De dibujo: 5-1	A3	
Escala: 1:1	Fecha: 18/06/2021	

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



### Dibujo técnico de placa base de sistema tipo prensa

