



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SOPORTE  
AUTOMATIZADO PARA UN MICROTOMÓGRAFO POR  
EMISIÓN DE POSITRONES”

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**INGENIERO MECÁNICO**

**P R E S E N T A:**

**ANDRÉS CONTRERAS MARTÍNEZ**



DIRECTORA DE TESIS:

Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte

México, D.F.

2011



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## **Agradecimientos**

A mi hermano Juan Antonio Contreras Martínez por el gran apoyo en la realización de este trabajo.

A mis padres José Antonio Contreras Torres y Juana Martínez Muñoz, por la guía y el apoyo.

A la doctora Mercedes Rodríguez Villafuerte.

Al doctor Arnulfo Martínez Dávalos.

Al taller mecánico del Instituto de Física, especialmente: técnico Víctor Monteagudo, técnico Ricardo Ramírez y al ingeniero Marco Veytia Vidaña.

A CONACYT 82714 por el patrocinio para el desarrollo del proyecto.

# Índice

<b>Introducción.....</b>	<b>5</b>
<b>Objetivo.....</b>	<b>5</b>
<b>Organización de la tesis.....</b>	<b>6</b>
<b>Capítulo 1.- Sistemas de Medicina Nuclear.....</b>	<b>7</b>
1.1 Medicina Nuclear.....	7
1.2 Tomografía por emisión de positrones.....	7
1.2.1 Requerimientos PET.....	8
1.2.2 Geometría PET.....	8
1.3 Decaimiento $\beta^+$ .....	9
1.4 Detectores de Centelleo.....	10
1.4.1 Materiales Centelladores.....	10
1.4.2 Tubos Fotomultiplicadores.....	10
1.5 Funcionamiento Básico.....	11
1.6 Sistemas PET Clínicos.....	12
1.7 Sistemas PET Preclínicos.....	13
1.7.1 Ejemplos de estudios microPET.....	14
1.8 Características del Sistema Bimodal de Imágenes (SiBI) del IFUNAM.....	15
1.8.1 Cristales LYSO.....	15
1.8.2 Tubos Fotomultiplicadores Sensibles a la posición Hamamatsu H8500.....	15
1.9 Nuevo Sistema PET del proyecto SiBI del IFUNAM.....	17
<b>Capítulo 2.- Diseño.....</b>	<b>21</b>
2.1 Propuesta general de diseño.....	21
2.2 Diseño tradicional.....	22
2.3 Análisis por Elemento Finito.....	25
2.4 Carcasas para el detector.....	26
2.4.1 Carcasa de Nylamid.....	26
2.4.1.1 Sección inferior.....	27
2.4.1.2 Sección superior.....	28
2.4.2 Carcasa de Aluminio.....	29
2.5 Soporte de las Carcasas.....	31
2.5.1 Disco.....	32
2.5.2 Eje.....	33
2.5.3 Ensamble del soporte.....	34
2.6 Base de rotación.....	34
2.6.1 Chumacera.....	35
2.6.2 Transmisión.....	37
2.6.3 Servomotor.....	39

<b>Capítulo 3.- Construcción del Equipo</b> .....	42
3.1 Materiales y herramientas.....	42
3.1.1 Carcasas de nylamid SL.....	43
3.1.2 Carcasas de aluminio.....	43
3.1.3 Disco.....	44
3.1.4 Eje.....	44
3.1.5 Chumacera.....	45
3.1.6 Soporte del servomotor.....	46
3.1.6 Cadena.....	47
3.1.7 Catarina del eje.....	47
3.1.8 Catarina del servomotor.....	48
3.1.9 Acabado superficial.....	48
3.1.10 Control.....	49
3.1.11 Sujeción.....	49
3.2 Maquinado, electrónica y programación.....	50
3.2.1 Control.....	50
3.3 Ensamble.....	52
<b>Capítulo 4.- Evaluación del Equipo</b> .....	54
4.1 Análisis puntual y Modelado del sistema de rotación.....	54
4.2 Resultados del análisis por elemento finito.....	59
4.2.1 Carcasas de nylamid.....	59
4.2.2 Carcasas de aluminio.....	63
4.2.3 Soporte (disco).....	63
4.2.4 Soporte (eje).....	64
4.2.5 Chumacera y transmisión.....	65
4.3 Simulación del Sistema de Control.....	69
4.4 Resultados Funcionales.....	72
<b>Conclusiones</b> .....	74
<b>Anexos</b> .....	76
<b>Referencias</b> .....	83

## **Introducción**

La medicina nuclear es un área especializada que se utiliza ampliamente para el diagnóstico y seguimiento de enfermedades. Esta técnica utiliza sustancias radiactivas que se incorporan *in vivo* a un paciente para obtener imágenes en dos o tres dimensiones de la distribución espacio-temporal de procesos moleculares o celulares. La interpretación de estas imágenes por médicos especializados permite saber el desarrollo de una enfermedad, su avance, así como la eficacia de la aplicación de medicamentos.

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una subdisciplina de la medicina nuclear en la que se utilizan radioisótopos emisores de positrones. Los positrones son las antipartículas de los electrones, de la misma masa pero de carga opuesta. Los positrones al viajar dentro de los diferentes tejidos se aniquilan con los electrones del medio (es decir, con sus antipartículas) transformando toda su masa en energía produciendo 2 fotones de 511 keV viajando en direcciones opuestas. Las imágenes se forman a partir de la detección en coincidencia de estos fotones utilizando detectores muy sofisticados, colocados opuestos unos con respecto a otros alrededor del paciente.

Los sistemas PET para estudios de humanos fueron desarrollados a mediados de los 1970s y hoy en día son herramientas esenciales en el diagnóstico de enfermedades.

El diseño de sistemas de tomografía por emisión de positrones para estudiar animales pequeños (microPET) es un área todavía activa; el uso de animales de laboratorio es muy frecuente, pues en ellos se pueden estudiar el desarrollo de enfermedades y el efecto de tratamientos médicos antes de poder ser utilizados en seres humanos. Los sujetos bajo estudio en microPET son normalmente roedores (ratones) los cuales tienen un peso entre 20 y 30 g. Estos sistemas microPET se tienen que diseñar y optimizar para poder visualizar estructuras de tan sólo algunos milímetros: típicamente los objetos más pequeños que se pueden detectar son de entre 1 y 2 mm.

## **Objetivo**

El objetivo del proyecto de tesis de licenciatura consistió en diseñar y construir un sistema de soporte y de movimiento automatizado de un equipo de microtomografía por emisión de positrones (microPET) para animales pequeños. El soporte debe ser con un diseño tal que mantenga a los detectores aislados de la luz del medio ambiente, en una posición estable y reproducible durante la adquisición de datos y rotación de la base en donde estarán colocados, permitiendo mantener al sujeto de estudio en posición horizontal.

## **Organización de la tesis**

En el capítulo 1 se presenta de manera breve los conceptos básicos de la tomografía por emisión de positrones como una técnica innovadora de la medicina nuclear.

En el capítulo 2 se expone la propuesta del diseño y las técnicas que se emplean para el desarrollo de este proyecto.

En el capítulo 3 se presentan los procedimientos y resultados de la fabricación del soporte automatizado del microtomógrafo por emisión de positrones.

El capítulo 4 presenta una discusión de los resultados de cálculos y de las pruebas al sistema terminado.

Finalmente se presentan las conclusiones del trabajo realizado durante el desarrollo del proyecto.

El apéndice A1 contiene los dibujos técnicos de los elementos del sistema y el apéndice A2 contiene una tabla con los valores máximos y mínimos de deformaciones en las piezas diseñadas.

# Capítulo 1.- Sistemas de Medicina Nuclear

En este capítulo se introducen los conceptos básicos sobre la física de la medicina nuclear y como se utilizan los componentes necesarios para una tomografía por emisión de positrones (PET), así como el equipo con el que contaba el laboratorio y los nuevos detectores que se planean usar.

## 1.1 Medicina Nuclear

La medicina nuclear es una técnica de diagnóstico médico que involucra la administración de compuestos químicos marcados con elementos radiactivos a un paciente denominados radiofármacos. Dependiendo de la composición química del radiofármaco inyectado al paciente, éste se concentrará en diversos órganos y tejidos. El objetivo de la medicina nuclear es formar imágenes de la distribución espacio-temporal del radiofármaco utilizando la radiación emitida por los elementos radiactivos. Las imágenes producidas dan información diagnóstica sobre varias enfermedades, sus diferentes etapas y el efecto de los tratamientos aplicados al paciente.

Un estudio de medicina nuclear incluye: 1) La administración del compuesto marcado con un radionúclido emisor de rayos gamma o emisor de positrones, conocido como radiofármaco, trazador o radiotrazador [Cherry, 2003]. 2) La adquisición de datos alrededor del sujeto. 3) La reconstrucción, el procesamiento y el análisis de las imágenes.

## 1.2 Tomografía por Emisión de Positrones

La tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) es la modalidad por excelencia de la medicina nuclear por presentar una alta sensibilidad y gran versatilidad en cuanto a radiotrazadores, lo que permite estudiar una gran variedad de padecimientos [Cherry, 2003].

Para el estudio PET se utilizan radionúclidos que decaen por emisión de positrones ( $\beta^+$ ). El positrón (que es la antipartícula del electrón) emitido tiene una vida muy corta y al aniquilarse con un electrón ( $\beta^-$ ) del medio producen 2 fotones de alta energía de 511 KeV (por convertirse toda su masa en energía). La energía de los fotones emitidos es de 511 keV, y viajan a  $180^\circ$  uno con respecto al otro. Aprovechando esta característica, la detección de los 2 fotones de 511 keV en un sistema PET se realiza en coincidencia. Lo anterior requiere que se tenga, en su geometría más sencilla, cuando menos 2 detectores colocados de manera opuesta con el sujeto bajo estudio entre ambos detectores. En la práctica, en particular en los sistemas clínicos, se utilizan anillos de detectores, como se muestra en la figura 1.1.



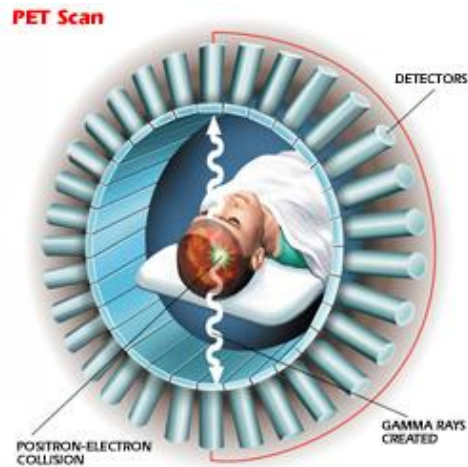


Figura 1.1 Principio de detección de la tomografía por emisión de positrones.

### 1.2.1 Requerimientos para un estudio PET

Los elementos necesarios para realizar la detección de los fotones de aniquilación son:

- Radiofármaco emisor de positrones,
- Detectores de fotones de alta energía que funcionen en modo de coincidencia,
- Computadora para recopilar la información, procesarla y realizar la reconstrucción

Los fotones de 511 keV se detectan en coincidencia, lo que en la práctica implica utilizar ventanas temporales de detección de aproximadamente 12 ns. Si 2 fotones se detectan dentro de esta ventana temporal entonces se determina su posición de interacción y su energía en el detector. Estos datos permiten conocer la concentración de actividad en un sujeto. Para mantener los datos con el menor error posible se selecciona una ventana en energía de unos 300 keV (límites superior e inferior centrados en el fotopico) todo esto sincronizado, para registrar la mayor cantidad de datos correctos.

Las restricciones de tiempo y energía, evitan la necesidad de un colimador físico (por ejemplo, placas de plomo para seleccionar la dirección de arribo de los fotones), a esto se le conoce como "colimación electrónica" [Brown, 1999].

### 1.2.2 Geometría PET

Existen diversas geometrías para equipos PET. Todas están basadas en el principio de transformar los fotones de alta energía en impulsos eléctricos que reúnen ciertas características en tiempo y energía para ser enviados a una computadora para hacer un mapa de distribución espacial.

El tipo de detector más utilizado en PET es el de centelleo, que consta de cristales centelleadores acoplados a tubos fotomultiplicadores (PMTs por sus siglas en inglés). Se pueden usar arreglos de anillos cerrados (que pueden tener un cristal por PMT, varios cristales por PMT o varios PMTs por cristal) o secciones de anillo. Dependiendo del ángulo sólido que se puede formar con el arreglo de detección, se mantiene fijo el conjunto de detectores alrededor del paciente o se hace girar ese arreglo para obtener un mayor número de proyecciones y tener una mejor resolución.

En medicina nuclear es muy importante realizar los estudios en el menor tiempo posible para evitar artefactos en las imágenes debido a movimientos del paciente. Se pueden tener anillos consecutivos de detectores para hacer el estudio en el menor tiempo posible, pero también se puede utilizar configuraciones en 2 dimensiones (2D) o en 3 dimensiones (3D). La configuración 3D reduce la resolución del sistema y también aumenta el tiempo muerto y complica la reconstrucción de las imágenes tomográficas. Ambas configuraciones se muestran en la figura 1.2.

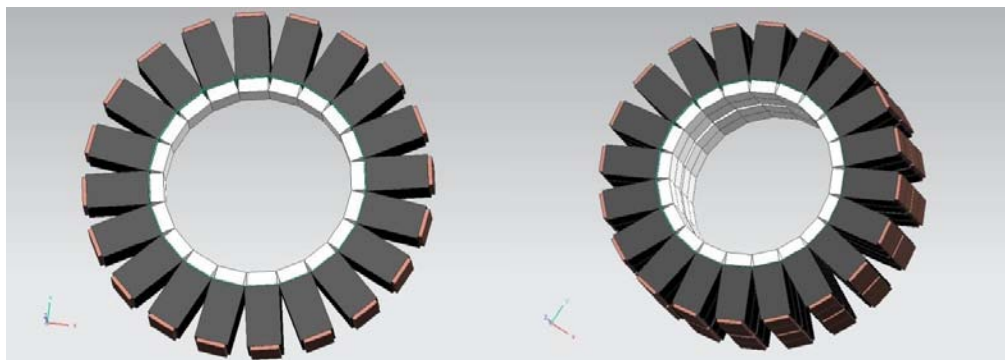


Figura 1.2 Geometría convencional de sistemas PET. Configuración de un anillo (izquierda) y varios anillos (derecha)

### 1.3 Decaimiento $\beta^+$

El decaimiento  $\beta^+$  se produce por la inestabilidad nuclear de un átomo debida a falta de neutrones. El proceso es la transformación en el núcleo del átomo, de un protón en un neutrón y un electrón cargado positivamente (positrón). El positrón es la antipartícula del electrón ( $\beta^-$ ), es una partícula elemental con carga eléctrica igual a la del electrón, pero positiva. El positrón y el neutrino (partícula que posee la energía restante de la desintegración de un protón) son expulsados del núcleo, aumentando el número de neutrones en 1.

El positrón pierde su energía cinética poco después de ser expulsado y forma un positronio (con una vida de alrededor de  $10^{-10}$ s), que es muy parecido a un átomo y es la unión de un electrón y un positrón. Cuando se combinan, se aniquilan y sus masas se

convierten en energía, por lo que surgen 2 fotones de 511 KeV en direcciones casi opuestas. Este decaimiento se representa de la siguiente manera [Burshberg, 2002]:



Un claro ejemplo de decaimiento  $\beta^+$  es:



El decaimiento  $\beta^+$  ocurre con más frecuencia en elementos con número atómico (Z) pequeño, mientras que la captura electrónica sucede en elementos con Z alto. Esto es relevante, pues ambos procesos compiten para el decaimiento de un elemento para que se vuelva estable [Cherry, 2003].

## 1.4 Detectores de Centelleo

La radiación emitida por sustancias radiactivas interactúa con los átomos y moléculas ionizándolos o excitándolos. Cuando la materia con la que interactuaron regresa a su estado original, libera energía y aunque la mayoría se disipa como energía térmica, en algunos materiales se libera energía visible (a veces también se extiende en el espectro a la región del ultravioleta). Por lo tanto, convierten la radiación que les llega de la fuente radiactiva en luz y esa luz a su vez es convertida a una señal eléctrica, para poder cuantificar la señal original. Este es el principio de funcionamiento de detectores basados en cristales centelladores.

### 1.4.1 Materiales Centelladores

Estos materiales se conocen como centelladores y se utilizan de 2 tipos: sustancias inorgánicas como cristales sólidos y sustancias orgánicas disueltas en una solución líquida. Es importante que puedan convertir la mayor cantidad de energía absorbida en luz, que produzcan luz rápidamente (para permitir altas tasas de conteo), que sean transparentes a la luz que producen y que su longitud de onda sea adecuada para poder acoplarlos con un fotosensor.

### 1.4.2 Tubos Fotomultiplicadores

Debido a que una porción muy pequeña de la interacción se transforma en luz, es necesario emplear detectores electrónicos ultrasensibles llamados tubos fotomultiplicadores (PMT).

Los PMTs son dispositivos electrónicos que producen un pulso eléctrico de corriente cuando son estimulados por señales muy débiles de luz. Cuentan con una sustancia fotoemisiva que cuando recibe fotones de luz expulsa electrones. La superficie fotoemisiva se conoce como fotocátodo.

La señal del fotocátodo debe amplificarse, para esto se utilizan placas de metal denominadas dínodos que están con un voltaje positivo respecto al fotocátodo y que atraen los fotoelectrones que salen de éste. Para dirigir los fotoelectrones se tiene una malla de enfoque. Los dínodos están recubiertos con un material que tiene un alto grado de emisión secundaria. Normalmente se tienen entre 9 y 12 etapas de amplificación que llevan al ánodo una cascada de electrones, este proceso se muestra en la figura 1.3.

Es importante que la fuente de voltaje sea estable para mantener una señal adecuada [Cherry, 2003]. Existen PMTs que son sensibles a la posición, esto quiere decir que dependiendo de la región donde el fotón de luz incida, basándose en centroides se distingue la posición y entonces la salida se da en varios ánodos, lo que reduce número de fotomultiplicadores necesarios y aumenta la resolución espacial.

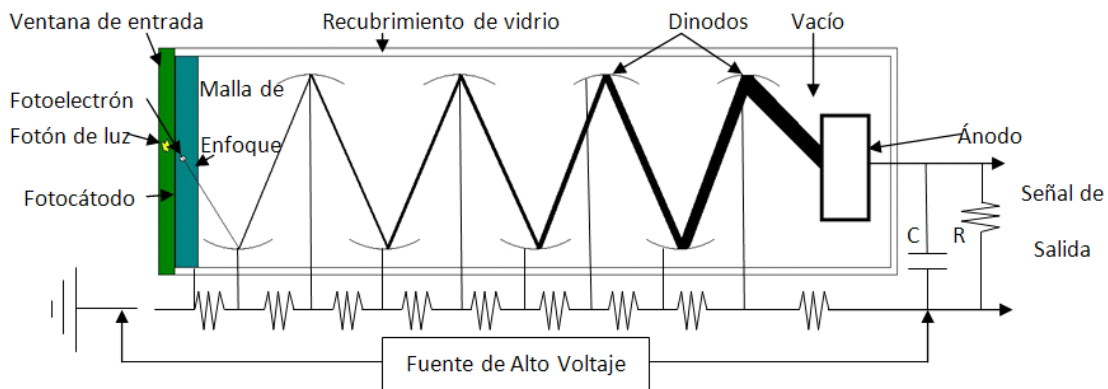


Figura 1.3 Funcionamiento básico de un tubo fotomultiplicador PMT.

## 1.5 Geometría básica en PET

Para detectar los fotones de aniquilación se utilizan cristales de centelleo que transforman parte de esa energía en luz, que a su vez se transforma en una señal eléctrica con los tubos fotomultiplicadores para medir la intensidad de la fuente. El procedimiento de adquisición de datos requiere que se registren eventos en coincidencia a varios ángulos alrededor del sujeto. En la configuración geométrica más simple, como la que se muestra en la figura 1.4, se tienen 2 posibilidades: Se giran los detectores alrededor del sujeto, o bien, se rota al sujeto a lo largo de su eje mayor y se mantienen fijos los detectores. Estas mediciones a diferentes ángulos se transmiten a la computadora en formato binario y

posteriormente se hace el análisis, la reconstrucción tomográfica y el procesamiento de la imagen. Este procedimiento se muestra esquemáticamente en la figura 1.4

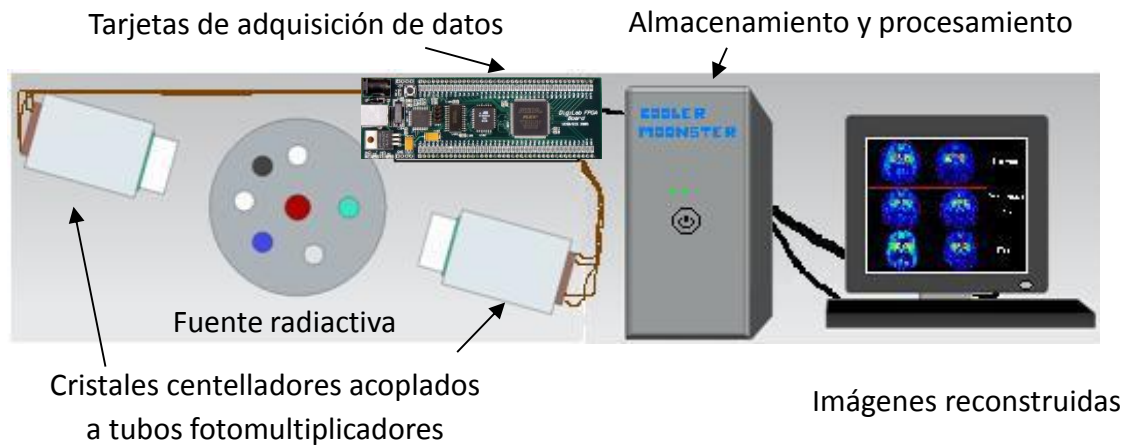


Figura 1.4 Funcionamiento de un sistema de tomografía por emisión de positrones.

## 1.6 Sistemas PET Clínicos

En los sistemas PET clínicos se requiere que el escáner sea suficientemente grande para que permita realizar estudios de personas con peso promedio de 70 kg, por lo que se utilizan configuraciones con varios anillos, reduciendo así el tiempo requerido para recabar la información y teniendo entonces menos error en las imágenes. Debido a la distancia que deben viajar los fotones, es muy importante que se corrijan mediante software varios factores (atenuación y dispersión de la radiación, etc.). Tienen resoluciones espaciales de hasta 4 mm y sensibilidad entre 0.5 y 50% dependiendo del modo de operación (2D ó 3D). Un ejemplo es el Biograph 64 [MedicalSiemens, 2010a] de Siemens que está en la figura 1.5



Figura 1.5 Sistema comercial PET clínico Biograph [MedicalSiemens, 2010]

## 1.7 Sistemas PET Preclínicos

Los sistemas PET preclínicos (denominados microPET) están diseñados para estudiar animales pequeños, principalmente roedores, de tan solo algunas decenas o cientos de gramos. Este tipo de estudios son muy comunes en las áreas de investigación biomédica, ya que permiten que un sujeto de estudio sea su propio control y ayudan a conocer la evolución de tratamientos que se piensan implementar en seres humanos. En los sistemas preclínicos se busca reducir el tamaño de los detectores y, al mismo tiempo, aumentar la sensibilidad del sistema, pues se estudia objetos mucho más pequeños. En la actualidad existe sistemas microPET con resoluciones espaciales volumétricas de hasta  $1 \text{ mm}^3$  (Alva, 2009). En ejemplo es el Inveon de Siemens [MedicalSiemens, 2010b], mostrado en la figura 1.6



Figura 1.6 Sistema comercial microPET, Inveon [MedicalSiemens, 2010]

En la tabla 1.1 se presentan datos comparativos entre un equipo clínico y uno preclínico.

Tabla 1.1 Inveon vs Biograph, ambos de SIEMENS [MedicalSiemens, 2010].

	Inveon (Preclínico)	Biograph (Clínico)
Diámetro del anillo detector	16.1 cm	84.2 cm
Campo de vista transaxial	10 cm	60.5 cm
Campo de vista axial	12.5 cm	16.2 cm
Bloques de detectores	64	144
Canales de adquisición	64	
Número total de cristales	25600	24336
Tamaño de detector	1.5×1.5×10 mm	4×4×20 mm
Resolución en energía promedio	≤18%	<14%
Resolución espacial al centro del campo de vista	≤1.4 mm	5.5 mm
Ventana temporal	936 – 9984 ps	4.5 ns
Resolución en tiempo	≤1.5 ns	500 ps

### 1.7.1 Ejemplos de estudios microPET

La figura 1.7 muestra un estudio de un ratón de ~30g realizado con 18F-Fluorodeoxiglucosa un compuesto similar al azúcar, altamente metabolizable en el organismo del roedor [Alva, 2009]. Este compuesto se concentra en mayor medida en el corazón y el cerebro del ratón. El tamaño de campo del equipo es ~4.2 cm.

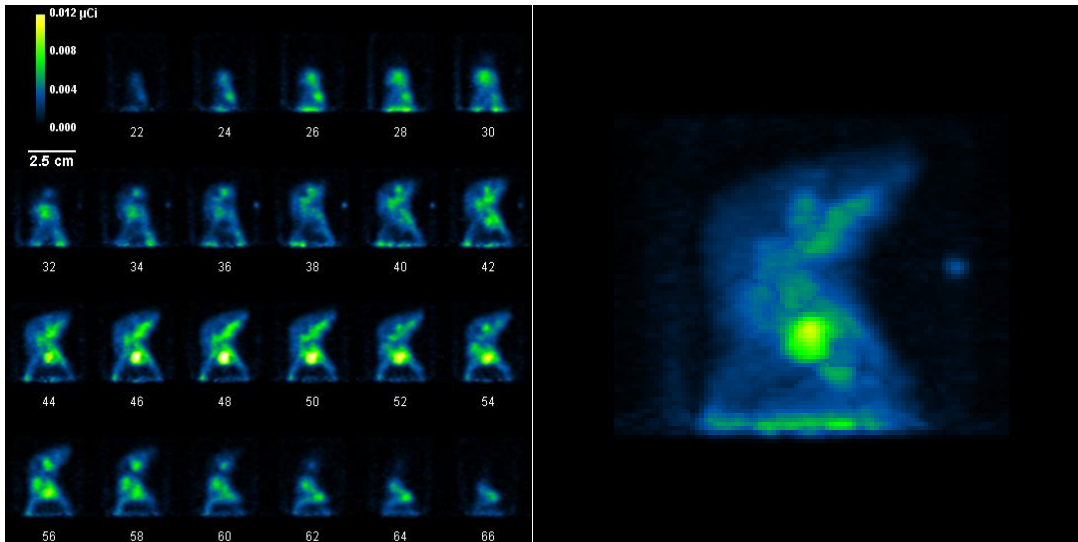


Figura 1.7 Estudio PET con 18F-Fluorodeoxiglucosa (FDG) de un ratón [Alva, 2009]. Los diferentes colores indican mayor (amarillo) o menor (negro) concentración de FDG en diferentes regiones del roedor

## 1.8 Características del Sistema Bimodal de Imágenes (SiBI) del IFUNAM

Es sistema microPET actual del Instituto de Física tiene 4 detectores centelladores, cada uno a 90° con respecto al otro. En este sistema el sujeto se coloca sobre una base, la cual gira de 0 a 360° durante la adquisición de datos.

### 1.8.1 Cristales LYSO

Son cristales de Oxiortosilicato de Lutecio con Itrio dopados con Cerio [Proteus Inc, 2010]. Datos relevantes de estos arreglos se muestran en la tabla 1.2

Tabla 1.2 Especificaciones del centellador LYSO 20×20 elementos.

Material Cristal	LYSO
Fórmula	$\text{Lu}_{2(1-x)}\text{Y}_{2x}\text{SiO}_5:\text{Ce}$
Material Reflector de 60 $\mu\text{m}$ de espesor	VM2000
Cristales Pixelizados	400
Dimensión de cada cristal (mm)	2×2×10
Área del arreglo (mm)	41.5×41.5

### 1.8.2 Tubos Fotomultiplicadores sensibles a la posición Hamamatsu H8500 [Hamamatsu H8500, 2011]

Estructura interna semejante a un arreglo de 8×8 PMTs individuales con un fotocátodo común brindando 64 canales de salida. En la tabla 1.3 se destacan las características principales de estos tubos fotomultiplicadores, que tienen una ganancia típica de  $1 \times 10^6$ .

Tabla 1.3 Características técnicas del PS-PMT H8500 [Hamamatsu H8500, 2011]

Respuesta espectral (nm)	300-650
Pico de respuesta (nm)	400
Material de la ventana	Borosilicato
Material del fotocátodo	Bialcalino
Número de dínodos	12
Área efectiva (mm)	49×49
Dimensiones (mm)	52×52×27.4
Peso aproximado (g)	140
Máximo Voltaje de Operación (V)	-1100



En la tabla 1.4 se presenta un extracto del desempeño del equipo que anteriormente se mencionó, así como una fotografía de la disposición de los detectores en la figura 1.8.

Tabla 1.4 Desempeño del equipo microPET del Laboratorio de Física Médica, Instituto de Física, UNAM [Alva-Sánchez et al 2010a, Alva-Sánchez et al 2010b].

Parámetro		Comentario
Campo de vista transaxial (cm)	4	
Campo de vista axial (cm)	4	
Resolución temporal (ns)	$1.0 \pm 0.1$	
Tiempo muerto ( $\mu$ s)	$16.8 \pm 0.5$	Para volumen de 0.5 mL
	$42.1 \pm 1.3$	Para volumen de 10.0 mL
Sensibilidad Absoluta (%)	$0.06 \pm 0.001$	Separación de módulos de 15.2 cm
	$0.109 \pm 0.002$	Separación de módulos de 10.2 cm
Resolución en energía a 511 keV	31	Resolución global de los módulos
Fracción de dispersión (%) ( $370 \text{ keV} \leq E \leq 660 \text{ keV}$ )	11	Capilar en aire (15.2 cm)
	14	Maniquí de ratón (15.2 cm)
	21	Maniquí de rata (15.2 cm)
	21.50	Maniquí de ratón (10.0 cm)
Resolución espacial (mm)	2.05	Reconstrucción tomográfica
	$2.25 \pm 0.08$	Proyecciones Planas
	$2.36 \pm 0.44$	Reconstrucción tomográfica

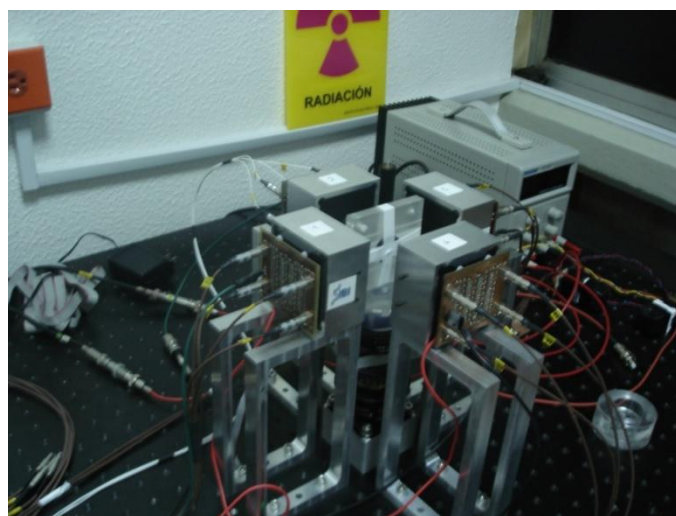


Figura 1.8 Sistema microPET con 4 detectores centelladores de 20x20 elementos de LYSO acoplados a PMTs Hamamatsu H8500 [Hamamatsu H8500, 2011]. El sujeto se coloca en el centro, sobre una base giratoria

## 1.9 Nuevo Sistema PET (HR8) del proyecto SiBI del IFUNAM

Para esta tesis, se presenta un proyecto de diseño innovador del microPET HR8 (alta resolución 8 detectores), que incluye:

1. El uso de 8 detectores de menor tamaño que permitan aumentar la resolución espacial del sistema,
2. El diseño y construcción de carcasas para los detectores de centelleo que cumplan con 3 características importantes:
  - a. Que brinden blindaje contra la luz del medio ambiente,
  - b. Que permitan un ensamblado fácil y rápido protegiendo en todo momento la estructura de sus componentes,
  - c. Que permitan cambiar la distancia entre los detectores (y por lo tanto el tamaño del campo de vista),
3. El diseño y construcción de un soporte en el cuál se monten los detectores y permita la rotación automatizada del mismo para realizar el estudio manteniendo al sujeto bajo estudio fijo en posición horizontal.

La figura 1.9 muestra una fotografía de los cristales y tubos fotomultiplicadores que se usarán en este proyecto.

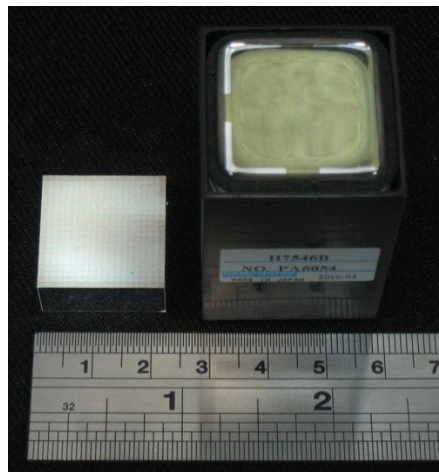


Figura 1. 1. Fotografía del arreglo de cristales de LYSO de 20x20 elementos y el tubo fotomultiplicador sensible a la posición Hamamatsu H7546B [Hamamatsu H7546B, 2011] que se utilizarán en este trabajo.

En la tabla 1.5 se muestran datos de los cristales centelladores que se utilizarán en esta nueva configuración, sabiendo que se tienen arreglos de 20x20 cristales por cada módulo centellador, y en la tabla 1.6 están los datos de los nuevos PMTs que estarán acoplados con estos centelladores. Los tubos fotomultiplicadores también son sensibles a la posición, tienen un arreglo de 8X8 ánodos y un fotocátodo común, la ganancia típica de  $0.3 \times 10^6$ .

Tabla 1.5 Características de los cristales LYSO para el nuevo equipo.

Material Cristal	LYSO
Fórmula	$\text{Lu}_{2(1-x)}\text{Y}_{2x}\text{SiO}_5:\text{Ce}$
Material Reflector (75 $\mu\text{m}$ )	VM2000
Cristales Pixelizados	Arreglo de 20×20, 400 en total
Dimensión de cada cristal (mm)	1×1×10
Área del arreglo (mm)	21.8×21.8

Tabla 1.6 Datos proporcionados por el fabricante sobre el PMT H7546B [Hamamatsu H7546B, 2011].

Parámetro	
Respuesta espectral (nm)	300-650
Pico de respuesta (nm)	420
Material de la ventana	Borosilicato
Material del fotocátodo	Bialcalino
Número de dínodos	12
Área efectiva (mm)	18.1×18.1
Dimensiones (mm)	30×30×45.8
Peso aproximado (g)	60
Máximo Voltaje de Operación (V)	-1000

Cada PS-PMT Hamamatsu H7546B debe estar alimentado con una fuente de alto voltaje (HV). Para el HR8 se utilizan 8 fuentes de HV Hamamatsu C4900, montadas en un circuito electrónico que se controla de manera remota por medio de la computadora, en la cual se pueden establecer los valores del voltaje de alimentación de cada PS-PMT de manera individual [Murrieta, 2010]. La figura 1.10 muestra el montaje de dichas fuentes.

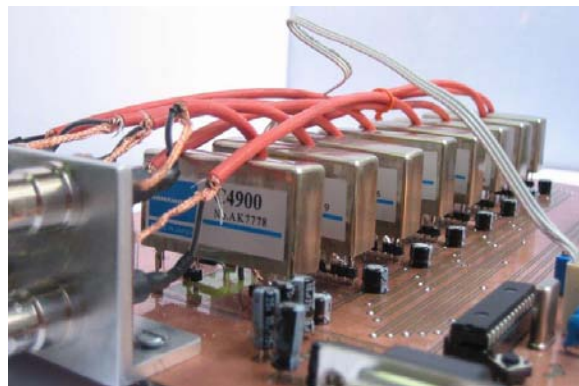


Figura 1.10 Fuentes de alimentación Hamamatsu C4900 de los 8 PS-PMTs

Para reducir el número de señales provenientes de los tubos fotomultiplicadores se utilizan cadenas resistivas (circuitos decodificadores de posición) diseñadas, simuladas y construidas en el IFUNAM. Las cadenas resistivas permiten reducir las 64 salidas de cada PS-PMT a 4, manteniendo la información de la posición de interacción y la energía depositada en el cristal [Alva, 2009]. La Figura 1.11 muestra una cadena resistiva.

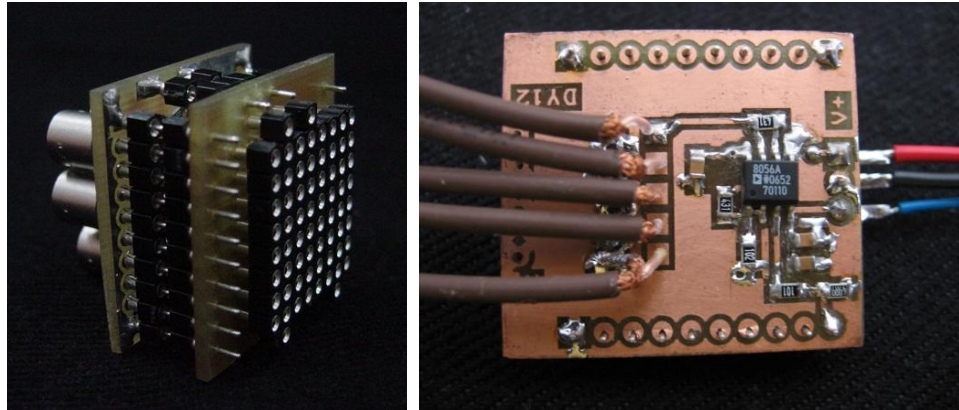


Figura 1.11 Fotografía de cadena resistiva para reducir a 4 los 64 canales de salida del PS-PMT H7546B

Es muy relevante conocer ciertas características de respuesta de los nuevos PMTs (H7546B) con respecto a los PMTs utilizados originalmente en el sistema (H8500), para mostrar la importancia de que se mantengan protegidos de luz visible externa al experimento. La tabla 1.7 muestra la comparación entre el desempeño de ambos tubos fotomultiplicadores.

Tabla 1. 1 Comparación entre las características técnicas de los PMTs H7546B y H8500 basada en las hojas técnicas proporcionadas por el fabricante [Hamamatsu H8500 y Hamamatsu H7546B, 2011].

Parámetro	H7546B	H8500
Sensibilidad del Cátodo ( $\mu\text{A}/\text{lm}$ )	80	55
Sensibilidad del Ánodo ( $\mu\text{A}/\text{lm}$ )	24	55
Eficiencia Cuántica (%)	21 (a 390 [nm])	20 (a 420 [nm])
Ganancia	$0.3 \times 10^6$	$1 \times 10^6$
Corriente Oscura Total (nA)	12	32
Tiempo de subida (ns)	1	0.8
Tiempo de tránsito (ns)	0.3	0.4

En las cadenas resistivas hay 6 conectores, que se encuentran ubicados en la parte posterior del PS-PMT Hamamatsu H7546B:

- 4 conectores corresponden a las señales de salida denominadas A, B, C, D que son utilizadas por conocer la posición de interacción de los fotones en el cristal. La suma de estas señales dan información sobre la energía del fotón.
- 1 conector con la señal denominada “dínodo 12”, la cual es una señal rápida que sirve como trigger (disparo),
- 1 conector para el alto voltaje.

Las señales de salida son procesadas por tarjetas multicanal basadas en FPGAs y montadas en una rejilla CAMAC ver figura 1.12 [Murrieta et al. 2010, Álvarez 2011].



Figura 1. 2. Fotografías del sistema de adquisición de datos.

## Capítulo 2.- Diseño

### 2.1 Propuesta general del diseño

Como se mencionó en el capítulo anterior, los detectores del microPET se basan en cristales centelladores acoplados a fotosensores. El conjunto centellador-fotomultiplicador tiene que estar rodeado de una estructura que proteja a ambos elementos de la luz del medio ambiente y, que al mismo tiempo, esta misma estructura permita colocarlos sobre una base para formar un sistema en forma de anillo.

Se necesita tener en cuenta varias consideraciones para que el sistema sea eficiente: Las condiciones de operación (iluminación y temperatura) en el laboratorio, las condiciones a las que pueden y no pueden estar expuestos los cristales centelladores y los PMTs, la manera de sujetarlos en las carcasas, la manera de sujetar estas carcasas a una base, así como mantener dotes estéticos.

Los criterios de selección de factores de peso se decidieron para facilitar el ensamblado del equipo en el laboratorio por personas que no diseñaron las piezas mecánicas. Se escogió como valor principal el ensamblado del equipo o montaje y en seguida poder maquinarlo de una forma rápida y sencilla. El siguiente factor importante fue que resistiera los esfuerzos y se deformara poco, pudiendo sacrificar tanto el peso como la fácil operación del equipo y la imagen del microPET. Por lo anterior se decidió tener los siguientes valores de factores de peso para las matrices de decisión: Montaje 30%, fabricación 25%, resistencia estructural 15%, peso 10%, estética 10%, operación 10%.

Se propone que el sistema tenga los siguientes componentes:

- Carcasas para el detector.- En estas carcasas se instalarán directamente el cristal centellador y el tubo fotomultiplicador
- Soporte para las carcasas.- Será la parte giratoria donde se acoplen las carcasas de los detectores y será la parte móvil (rotatoria) del sistema con un túnel para permitir el paso del sujeto de estudio
- Base de rotación.- La base se ajusta a una mesa de trabajo y soporta los elementos propuestos anteriormente

La selección de las medidas fue hecha para ensamblar sin dificultad el sistema, pero tener muchas piezas dificulta la capacidad de abstracción del diseñador, por lo que conviene tener una vista explosiva del equipo entero como la mostrada en la figura 2.1 y para los módulos de detección en la figura 2.2

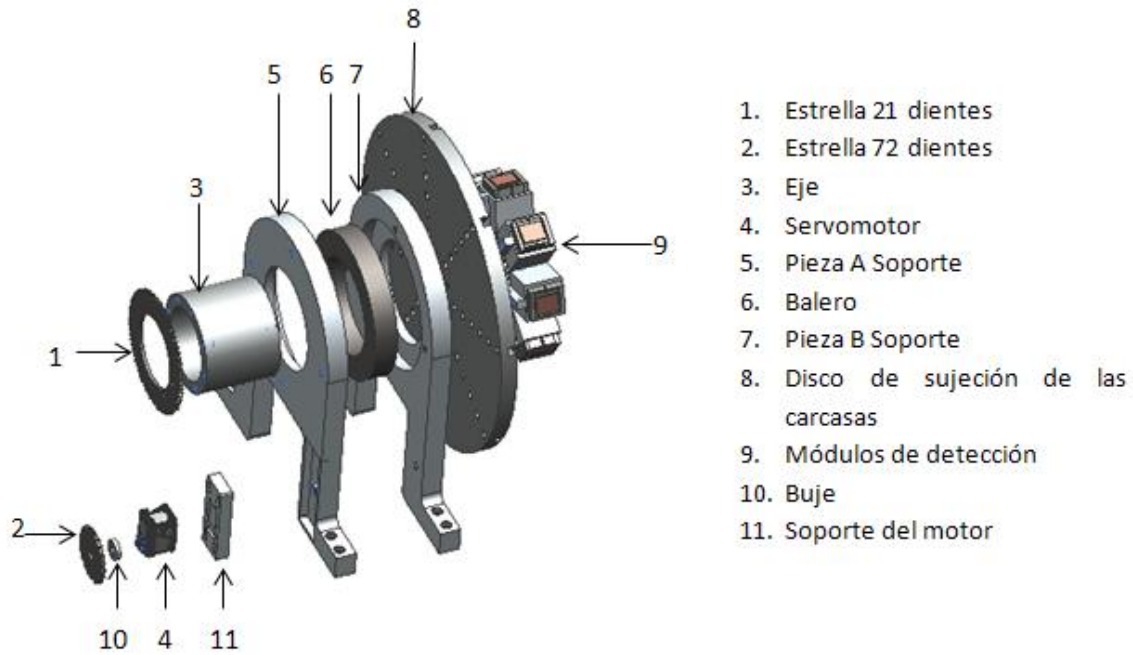


Figura 2.1 Vista explosiva de los componentes del soporte automatizado del microPET.

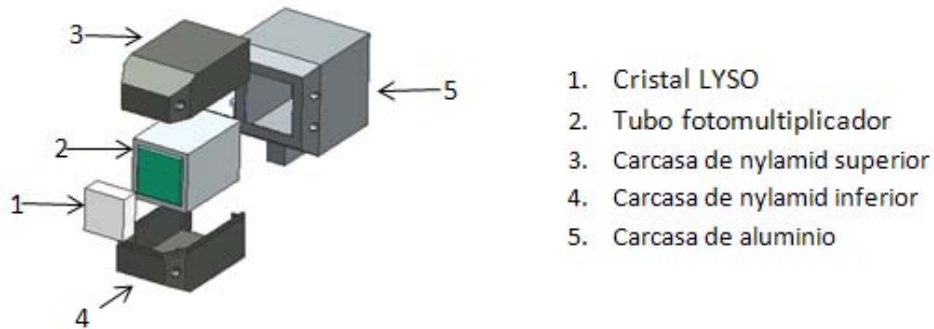


Figura 2.2 Vista explosiva de los componentes de un módulo de detección del microPET.

## 2.2 Diseño tradicional

El término diseño proviene de la palabra latina *designare* que significa designar o indicar el propósito. También puede utilizarse esta palabra para hablar de planear una acción. En ingeniería el diseño se ha de realizar en procesos, sistemas o equipos para establecer su funcionamiento basándose en principios científicos y otras técnicas [Norton, 2006]. Para poder realizar esto es necesario formular un plan.

Es bueno seguir ciertos pasos [Shigley, 2004] para tener una buena secuencia en la resolución del problema, el algoritmo seguido en este trabajo es el siguiente:

- Alternativas (Idear varias soluciones)
- Establecer parámetros clave a considerar (Que cada objetivos sea lo más realista posible)
- Descartar las opciones con más desventajas
- Seleccionar la mejor (Que se aproxime a los parámetros óptimos)
- Implementar el diseño

Para poder avanzar en el diseño y tener una idea más clara de cómo quedará a la hora de fabricarse es importante hacer bocetos o dibujos de las ideas.

El método clásico de diseño implica considerar los factores a los que estará expuesto el producto y mantener cierto margen de seguridad dependiendo de la aplicación y de las pruebas físicas que se puedan hacer en prototipos antes de la construcción del producto. En este caso es muy baja la producción (1 solo equipo), por lo que pruebas de prototipo son nulas y entonces el factor de seguridad recomendado es de 3 [Shigley, 2004].

Para diseñar algo de la forma adecuada se debe seguir un proceso iterativo de revisión y optimización del proceso y/o de los componentes que se utilizarán. A esta sección iterativa en ocasiones se le conoce como re-diseño, pues partiendo de lo conocido se mejora el diseño.

De acuerdo con Shigley el diseño se lleva a cabo como se muestra en la figura 2.3



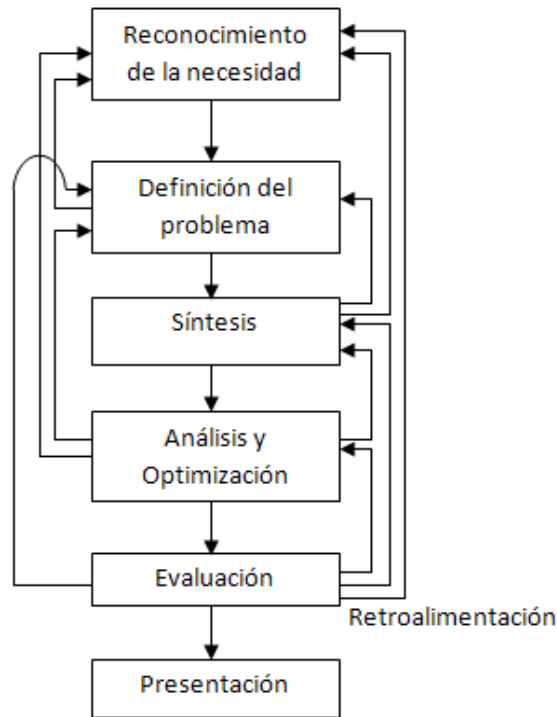


Figura 2.3 Proceso de diseño [Shigley, 2004]

El diseño de las piezas mecánicas requiere que se consideren los esfuerzos a los que éstas estarán sometidas, por lo que se muestra en las ecuaciones 2.1 y 2.2 la forma básica de esfuerzos. Se pueden conocer 2 tipos de esfuerzos, los normales (cuando la fuerza actúa perpendicularmente a la superficie) y los tangenciales (cuando la fuerza actúa tangencialmente a la superficie)

$$\sigma = \frac{F}{A} \pm \frac{M}{I} \quad 2.1$$

$$\tau = \frac{V}{A} \pm \frac{VQ}{Ib} \quad 2.2$$

Siendo  $\sigma$  el esfuerzo normal, F la fuerza aplicada normal a la superficie y A el área de aplicación de dicha fuerza, M es el momento flector en ese mismo componente e I es la inercia propia de la pieza;  $\tau$  es el esfuerzo cortante, V la fuerza cortante o tangencial a la cara, Q es el producto del centroide y el área que se abarca desde un extremo hasta donde se quiere obtener el esfuerzo y b el ancho o espesor del componente.

## 2.3 Análisis por Elemento Finito

Como hacer cálculos sobre toda la estructura sería un problema, se calculó sobre puntos clave y también se utilizó una herramienta muy poderosa, el análisis por elemento finito.

El análisis por elemento finito utiliza una técnica llamada método de los elementos finitos, que consiste en segmentar el objeto de interés en regiones que tiene puntos llamados nodos, donde la solución es exacta, en los demás puntos, se aproxima con interpolación a partir de los resultados en los nodos, para así obtener el comportamiento aproximado del cuerpo en toda la malla [Wikipedia, 2010].

Aunque muchos programas de Diseño Asistido por Computadora (CAD, por sus siglas en inglés) cuentan con herramientas para agilizar el trabajo y algunos paquetes que permiten optimizar procesos, se considera como una rama diferente la Ingeniería Asistida por Computadora (CAE, por sus siglas en inglés).

El CAD permite hacer las propuestas y modificaciones con mucha más agilidad que si se tuviera que hacer todo el proceso en papel. Permite crear sólidos para auxiliarse posteriormente de CAE.

Para que sea una herramienta útil la computadora, se debe aproximar lo más posible a la realidad el producto u objeto del que se realizarán los cálculos. Se denomina CAE, porque a pesar de utilizarse mayormente para calcular estructuras, uniones, velocidades y simulaciones de movimiento, también permite dar una estimación de los costos, tiempos y otros datos necesarios durante el proceso productivo. De las herramientas más utilizadas de CAE es el Análisis por Elemento Finito (FEA, por sus siglas en inglés), que además de ser muy poderosa da a conocer valores próximos al comportamiento del cuerpo que se estudia, sin la necesidad de tener modelos reales; sin embargo, existen varias consideraciones, pues depende mucho de los datos que se computen, tanto del material como del mismo producto (forma, dimensiones, etc.). Para reducir el error se puede aumentar el número de cálculos o se acercan a los valores que tiene el material en promedio, para ello se pueden utilizar tablas de datos de los materiales a utilizar [Matweb, 2010], especialmente en Abaqus [Abaqus, 2010], pues no contiene bases de datos de material alguno, a diferencia de NX [NX, 2011].

Los resultados de ambos análisis fueron realizados con Nastran (**Nasa Structural Analysis Program**) [Iberisa, 2010] y considerando las propiedades, térmicas, elásticas y plásticas para valorar un caso con factor de seguridad de 3 y así mantener el funcionamiento sin problemas. Los resultados se muestran en el capítulo 4.

Todas las longitudes mostradas a continuación están en milímetros.

## **2.4 Carcasas para el detector**

Para todo lo anterior se consideró desarrollar en 2 partes la protección del módulo de detección de los fotones de alta energía: una carcasa de nylamid negro y una carcasa de aluminio.

### **2.4.1 Carcasa de Nylamid**

El propósito de esta primera protección es sujetar los módulos de detección, constituidos por un cristal centellador y un tubo fotomultiplicador que transmiten la información necesaria para recopilar las imágenes tomográficas.

Se buscó que las carcasas que contienen a los detectores fueran opacas a la luz visible (para mantenerlos aislados de energía externa a la prueba), con buena resistencia mecánica, estabilidad dimensional frente a cambios de temperatura, ligeras, con un Z bajo y que fueran dieléctricas. El material elegido es plástico, con base de nylon 6, de la familia de las poliamidas; denominado nylamid por algunas mejoras que presenta; tiene incrustaciones de Disulfuro de Molibdeno que lo vuelven negro. Se utilizaron tolerancias de  $\pm 0.3$  mm con el mejor acabado superficial posible, para evitar daños a los componentes de los detectores. La poliamida 6G (nylon 6 modificado) es la base de este material, uno de los usos que se le da es para realizar prototipos. La carcasa está compuesta de 2 piezas que se ensamblan y facilitan el posicionamiento de los cristales y los PMTs.

Las dos secciones de la caja se unen para formar un prisma rectangular con paredes delgadas, pero con suficiente espesor para soportar los detectores del microPET, así como establecer una separación entre las tarjetas conectadas a éstos en la parte posterior.

La distancia entre los cristales centelladores que registrarán en coincidencia, no debe ser demasiado grande (para tener la mayoría de información posible recopilada), pero tampoco debe ser demasiado pequeña (se puede presentar distorsión y problemas para el paso del sujeto).

Cada PMT es sujetado mediante la caja en la parte superior e inferior y en la parte posterior mediante unos soportes delgados para evitar interferencias mecánicas entre las tarjetas y las salidas del PMT.

El diseño se seleccionó con la matriz de decisión que se muestra en la tabla 2.1

Tabla 2.1 Matriz de decisión para el diseño de las carcasas de nylamid negro.

Factor de Peso (%)	Nylamid negro con tope, sin chaflán	Nylamid negro sin tope, sin chaflán	Nylamid Negro con tope y chaflán
Fabricación (25)	$0.25 \times 0.9 = 0.225$	$0.25 \times 1 = 0.25$	$0.25 \times 0.9 = 0.225$
Peso (10)	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 1 = 0.1$
Resistencia Estructural (15)	$0.15 \times 0.9 = 0.135$	$0.15 \times 1 = 0.15$	$0.15 \times 1 = 0.15$
Estética (10)	$0.1 \times 0.7 = 0.07$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$	$0.1 \times 1 = 0.1$
Montaje (30)	$0.3 \times 0.7 = 0.21$	$0.3 \times 0.8 = 0.24$	$0.3 \times 1 = 0.3$
Operación (10)	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.2 \times 1 = 0.1$	$0.2 \times 1 = 0.1$
% de Efectividad Total	83	91	97.5

La idea era conseguir el máximo aprovechamiento del material en el menor espacio y tener los detectores en espacios adyacentes para poder hacer un arreglo con 8 detectores y recibir mejor las señales en un formato 3-1, por lo que se incorpora un chaflán y se tiene un barreno sin rosca, para sujetar esta carcasa de Nylamid con un soporte externo por medio de prisioneros. Se tienen bordes redondeados tomando en cuenta que los cortadores no podrán dejar un acabado interno a escuadra. También incluye una pestaña de ajuste para embonar ambas partes y evitar que pase luz visible.

#### 2.4.1.1 Sección Inferior

Esta parte cuenta con una pestaña que aumenta la protección a la luz visible y restringe los grados de libertad de esta primera protección de los detectores. Aunque se colocarán en forma vertical, se considera sección inferior a la que irá más próxima al disco de sujeción.

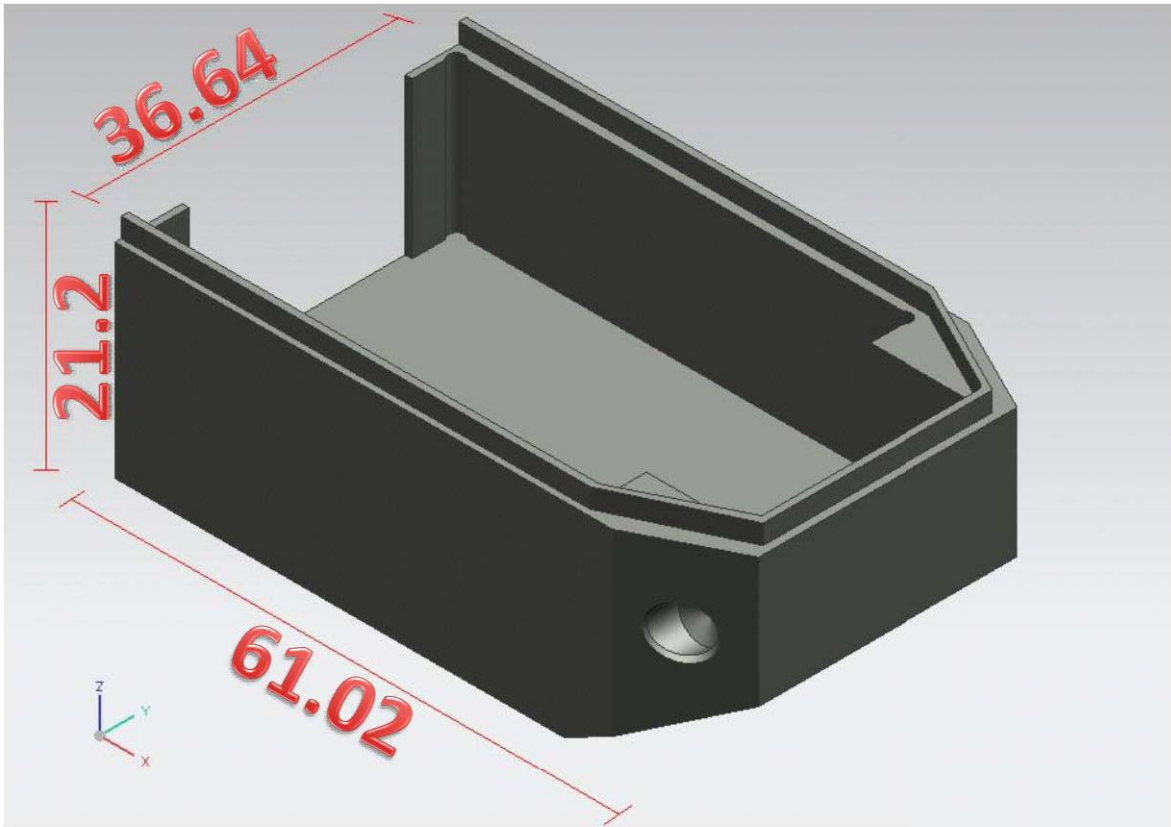


Figura 2.4 Diseño de la sección inferior de la carcasa de nylamid negro

#### 2.4.1.2 Sección Superior

En la parte superior se tiene un surco que sigue la trayectoria de la pestaña de la parte inferior para ensamblar ambas uniformemente. El ajuste de las restricciones entre este ensamble permite un fácil montaje.

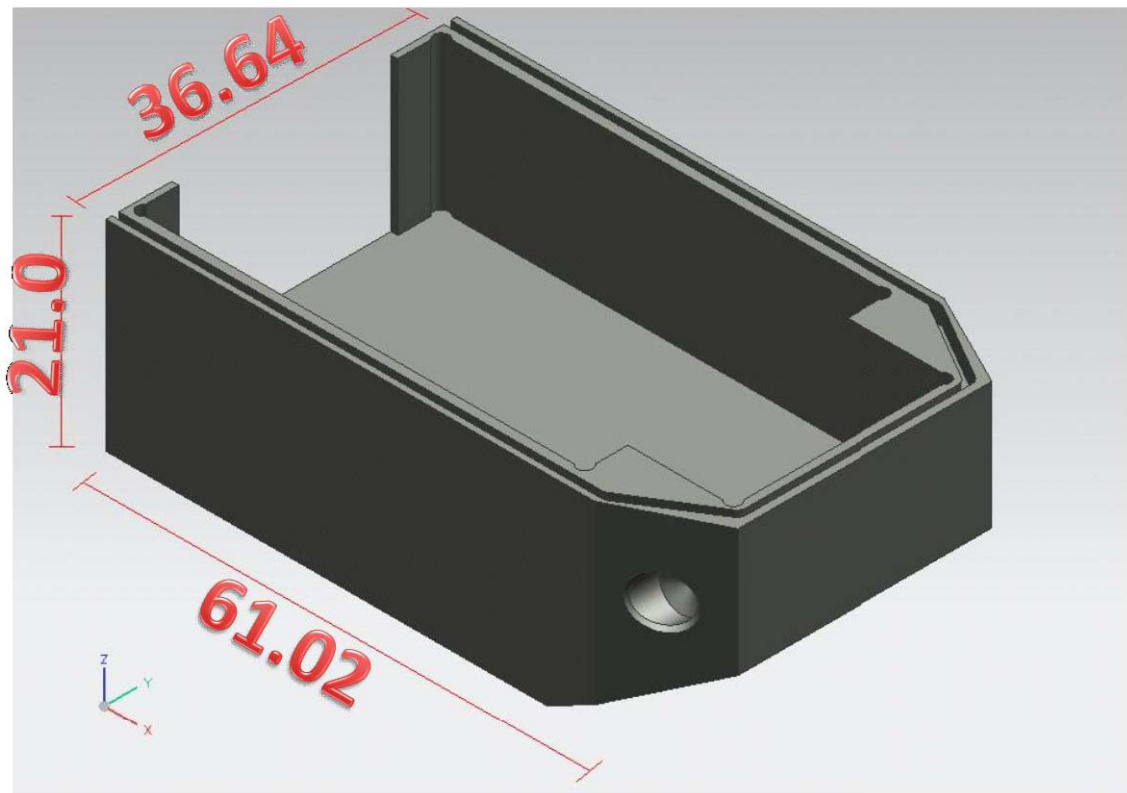


Figura 2.5 Diseño de la sección superior de la carcasa de nylamid negro

#### 2.4.2 Carcasa de Aluminio

Para acoplar cada caja de Nylamid en el arreglo de detectores, se soportan esas cajas opacas a la luz dentro de una caja de aluminio que será la que resguarde la integridad física en la parte más externa de cada uno de los elementos y se fijará mediante pernos. Para sujetar al soporte de las carcasas se creó una guía con barrenos para varias posiciones.

El chaflán es indispensable para poder ajustar los detectores a distancias próximas, además tiene un espacio extra para los pernos de sujeción entre ambas carcasas. También posee un chaflán interno que permite tener las carcasas de Nylamid ajustadas, evitando que salgan de la carcasa de aluminio, además proporciona suficiente espesor para mantener la resistencia estructural de la carcasa de Aluminio.

Las dimensiones y disposición de cada detector son muy importantes para el adecuado funcionamiento del equipo, por lo que después de varias ideas se escogió una tomando los factores de la siguiente matriz de decisión mostrada en la tabla 2.2

Tabla 2.2 Matriz de decisión para el diseño de las carcasas de aluminio

Factor de Peso (%)	Aluminio sujetado en otro soporte	Aluminio con soporte a los lados	Aluminio con soporte inferior
Fabricación (25)	$0.25 \times 0.9 = 0.225$	$0.25 \times 0.8 = 0.2$	$0.25 \times 0.9 = 0.225$
Peso (10)	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 1 = 0.1$
Resistencia Estructural (15)	$0.15 \times 0.8 = 0.12$	$0.15 \times 0.8 = 0.12$	$0.15 \times 1 = 0.15$
Estética (10)	$0.1 \times 0.8 = 0.08$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$	$0.1 \times 1 = 0.1$
Montaje (30)	$0.3 \times 0.9 = 0.27$	$0.3 \times 0.8 = 0.24$	$0.3 \times 1 = 0.3$
Operación (10)	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$
% de Efectividad Total	88.5	83	97.5

Tiene un riel que funciona como guía para su montaje donde hay barrenos roscados para fijarla a la base de los detectores, incluye barrenos roscados a los lados que permiten el paso de los prisioneros para sujetar ambas carcasas (Nylamid y Aluminio). Tiene barrenos inferiores para permitir su sujeción en el disco de soporte y giro del sistema. Es importante reducir la pérdida de material y los tiempos de maquinado para probar el equipo. Otro aspecto importante es mantener la estética del sistema, para no sacrificarla se reducen las partes visibles a los costados y la sujeción queda oculta. Es menos larga que la carcasa de Nylamid con el fin de evitar posibles arcos eléctricos de la conexión de alto voltaje del detector con esta pieza. Aun así, no es demasiado corta como para dejar desprotegida a ésta y también se mantiene un manejo cómodo de estas piezas.

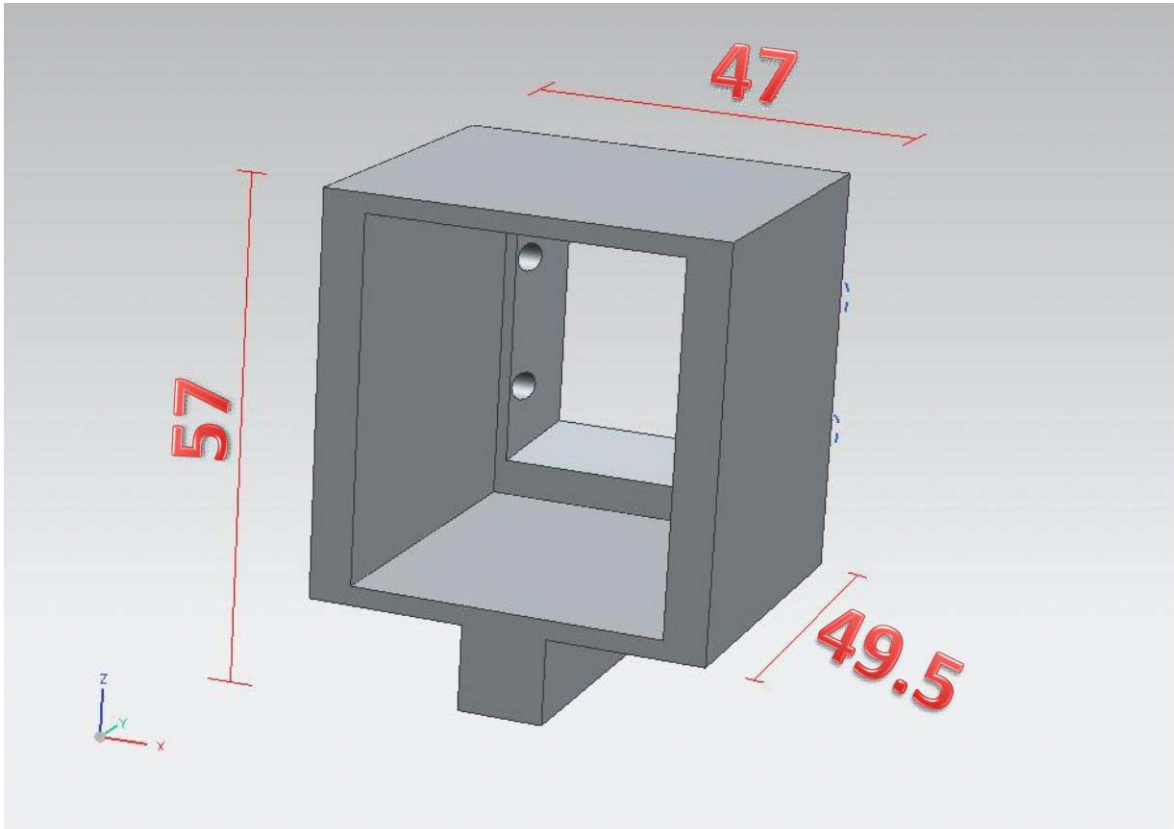


Figura 2.6 Diseño de la carcasa de aluminio

## 2.5 Soporte de las carcasas

Consta de dos partes: El disco y el eje, las cuales están sujetas mediante 8 tornillos de  $\frac{1}{4}$ " para permitir tener buen soporte y mantener constante el movimiento.

Se compone de dos partes, que facilitan el maquinado, el conseguir el material requerido y el mantenimiento del equipo.

El disco es una placa plana de forma circular con surcos para acoplar la guía de la carcasa de aluminio y colocar rápida y adecuadamente cada uno de los detectores en su posición correspondiente. Tiene varias opciones de distancia con respecto al centro, que permiten realizar mediciones muy próximas al sujeto de estudio para incrementar la resolución y más lejanas para acelerar la adquisición de datos.

El eje es un cilindro hueco con barrenos en ambos lados para tener soportado el plato y estar en contacto directo con la transmisión. El propósito de que el cilindro sea hueco es poder desplazar un animal pequeño a lo largo del eje y continuar el estudio sin ningún obstáculo.



Se decidió el modelo de fabricación de acuerdo a la matriz de decisión de las tablas 2.3 y 2.4

Tabla 2.3 Matriz de decisión para el diseño del soporte para las carcasas.

Factor de Peso (%)	Barrenos dobles y orilla (6 módulos)	Canal con barreno y orilla (6 módulos)	Canal con barreno, orilla y guía para cable (6 y 8 módulos)
Fabricación (25)	$0.25 \times 0.7 = 0.175$	$0.25 \times 0.8 = 0.2$	$0.25 \times 0.7 = 0.175$
Peso (10)	$0.1 \times 0.7 = 0.07$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$
Resistencia Estructural (15)	$0.15 \times 0.9 = 0.135$	$0.15 \times 0.9 = 0.135$	$0.15 \times 0.9 = 0.135$
Estética (10)	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$
Montaje (30)	$0.3 \times 0.8 = 0.24$	$0.3 \times 0.8 = 0.24$	$0.3 \times 0.8 = 0.24$
Operación (10)	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$
% de Efectividad Total	81	84.5	81

Tabla 2.4 Matriz de decisión para el diseño del soporte para las carcasas (continuación)

Factor de Peso (%)	Canal con barreno (6 y 8 módulos)	Canal con barreno y eje integrado (6 módulos)	Canal con barreno, eje independiente (6 módulos)
Fabricación (25)	$0.25 \times 0.9 = 0.225$	$0.25 \times 0.6 = 0.15$	$0.25 \times 0.8 = 0.2$
Peso (10)	$0.1 \times 0.9 = 0.09$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$	$0.1 \times 0.8 = 0.08$
Resistencia Estructural (15)	$0.15 \times 0.9 = 0.135$	$0.15 \times 0.9 = 0.135$	$0.15 \times 1 = 0.15$
Estética (10)	$0.1 \times 0.8 = 0.08$	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$
Montaje (30)	$0.3 \times 0.8 = 0.24$	$0.3 \times 0.9 = 0.27$	$0.3 \times 1 = 0.3$
Operación (10)	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$	$0.1 \times 1 = 0.1$
% de Efectividad Total	87	83.5	93

### 2.5.1 Disco

Para poder manufacturarlo se requirió buscar información sobre el material disponible para su fabricación, ya que las dimensiones dificultaban el trabajo. Otro aspecto importante fue mantener la resistencia y poder ajustar la distancia de fuente-detector, a pesar de que no se utilizan con mucha frecuencia en zonas alejadas del sujeto de estudio. La guía para los cables fue otra parte que debía considerarse, la opción seleccionada utiliza el mismo disco como estructura para apoyar los cables y permitir su desplazamiento.

Para evitar complicaciones de maquinado se deja sin bordes el disco, pero tiene 6 barrenos pasados para sujetar cada carcasa de aluminio al disco en 8 ranuras radiales de 10 mm de lado y también cuenta con 8 barrenos equidistantes pasados para sujetar el disco al eje en el mismo plano pero en dirección opuesta.

Se buscó desperdiciar la menor cantidad de material, por lo que las guías para cableado se montaron sobre el disco, reduciendo necesidad de desbaste y de conseguir material con dimensiones mayores.

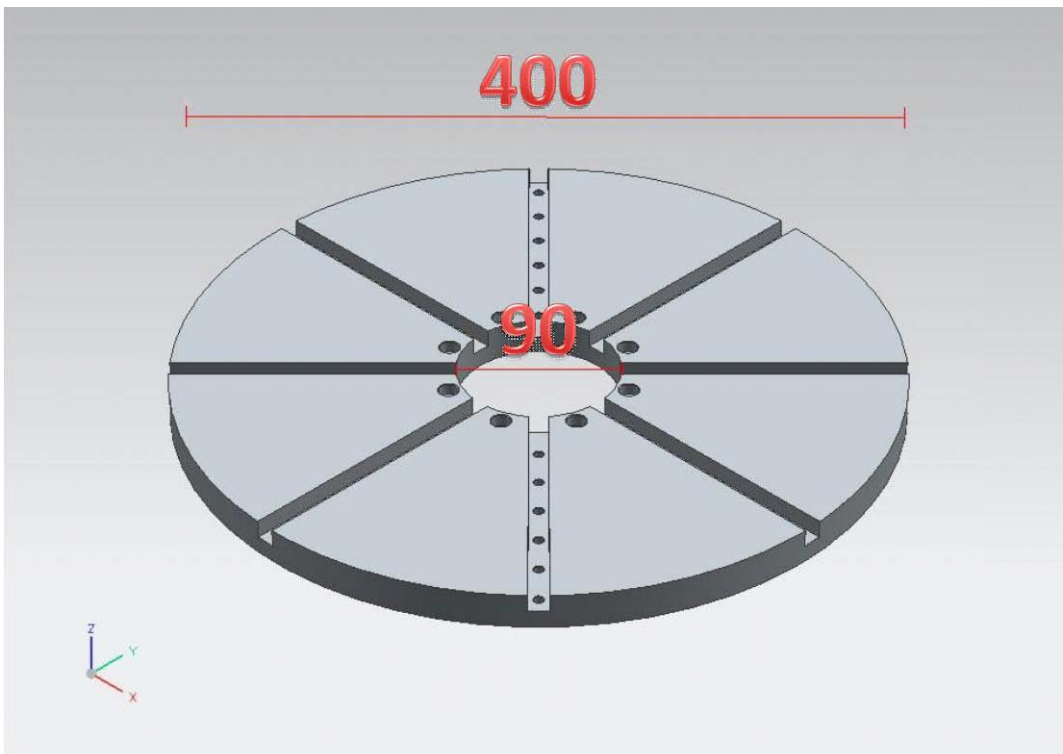


Figura 2.7 Diseño del Disco que soportará los detectores

### 2.5.2 Eje

El diseño se desarrolló pensando en que el sujeto tuviera un amplio espacio para su desplazamiento, pero con suficiente espesor entre sus paredes interior y exterior para poder mantener la integridad estructural del equipo. Tiene un diámetro interior de 9 cm que permite a sujetos de un tamaño razonable pasar a través del equipo, su diámetro exterior de 12 cm y se ajusta a las dimensiones de un rodamiento rígido de bolas

comercial. Está provisto de 2 series de 8 barrenos roscados equidistantes para sujetarlo al disco y a una de las catarinas de la transmisión.

Su longitud es clave para mantener las distancias entre todas las piezas ya que evita rozamientos y mejora el movimiento del equipo.

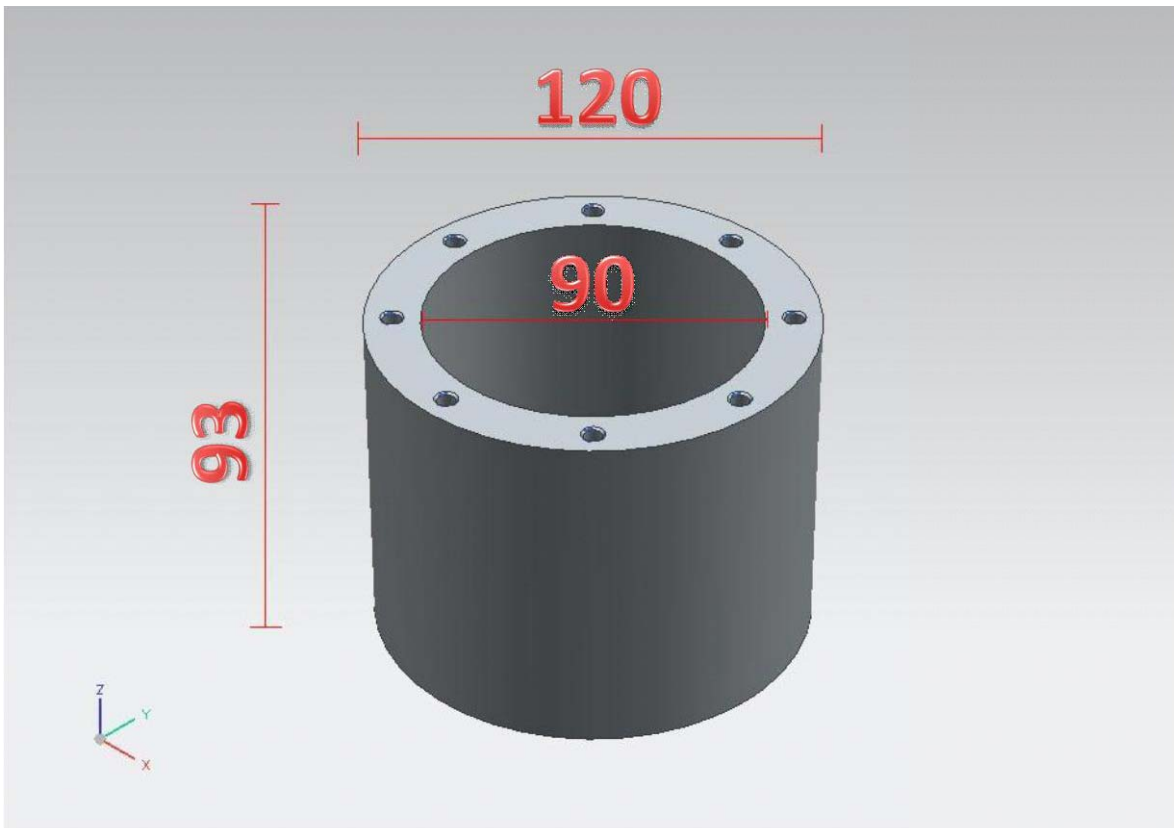


Figura 2.8 Diseño del eje de rotación del equipo

### 2.5.3 Ensamble del soporte

El disco y el eje están diseñados para funcionar como una sola pieza. Para ahorrar tiempo de maquinado, así como facilitar la compra de material se encuentran separados los componentes. Tratando de mantener las tolerancias de  $\pm 0.3$  mm y que este ensamble funcione como una sola pieza, se tienen cajas para las cabezas de los tornillos, lo cual mejora también la estética del equipo y reduce riesgos de colisión con otros objetos.

### 2.6 Base de rotación

Una vez montadas las carcasas en su soporte, éste debe fijarse a una estructura fija a la mesa de trabajo, que asegurará proteger la integridad del equipo, y a una parte móvil, que permitirá tener la libertad de realizar giros para las mediciones a distintos ángulos. El

nombre hace pensar en que la base se desplaza, sin embargo, esta designación esta utilizada en esta tesis para hacer referencia a las piezas que permiten el movimiento del sistema. Esta base es la que soportará todo el conjunto de piezas que compondrán el equipo y por eso es que es muy importante que las medidas sean las adecuadas, pues une el material y la mesa de trabajo de forma que se tenga el mejor soporte posible al microPET.

### **2.6.1 Chumacera**

Se analizó la posibilidad de conseguir la chumacera comercialmente, pero debido a las dimensiones y a que es necesario emplear materiales con número atómico bajo (Z bajo), se tomó la decisión de fabricarla. Consta de dos piezas que se ensamblan para asegurar que se tendrá buen funcionamiento del rodamiento y también para permitir el libre paso del eje. Estas piezas fueron seleccionadas de aluminio por sus buenas propiedades mecánicas y también por tener un Z bajo, para mantener al mínimo el ruido en la adquisición de imágenes. Se sujetan con tornillos de  $\frac{1}{4}$ " tanto a la mesa como entre ambas piezas. El diseño busca reducir las dimensiones en toda dirección para minimizar el material ocupado y así tener poca dispersión, manteniendo la estética y una buena resistencia del equipo. También se consideró un fácil ensamblado y el maquinado más rápido posible.

Se seleccionó un rodamiento de bolas de 120 mm de diámetro interior y 180 mm de diámetro exterior, lo que permite mantener el diámetro diseñado de tubo por donde pasará el sujeto. El ancho del rodamiento es de 28 mm lo que ayuda a que tenga buen contacto con el eje. Para tener el soporte con cabeza para el rodamiento de acuerdo a nuestras necesidades se diseñó un sistema de soporte del rodamiento y anclaje a la mesa de trabajo para mantener en una posición adecuada al equipo durante su funcionamiento, sin giros en el soporte para el rodamiento.

El soporte con cabeza para el rodamiento cuenta con una pieza diseñada para soportar el servomotor. La sujeción de esta parte del equipo está de acuerdo a las especificaciones técnicas del fabricante y son para un servomotor RX-28 Dynamixel [Robotis, 2011]. Se coloca una placa de sujeción para detener el servomotor y se sujeta con barrenos con rosca (M2.5) que también se emplean para ajustar la tensión de la cadena, manteniendo un fuerte agarre al mismo. Se le designó como pieza A.

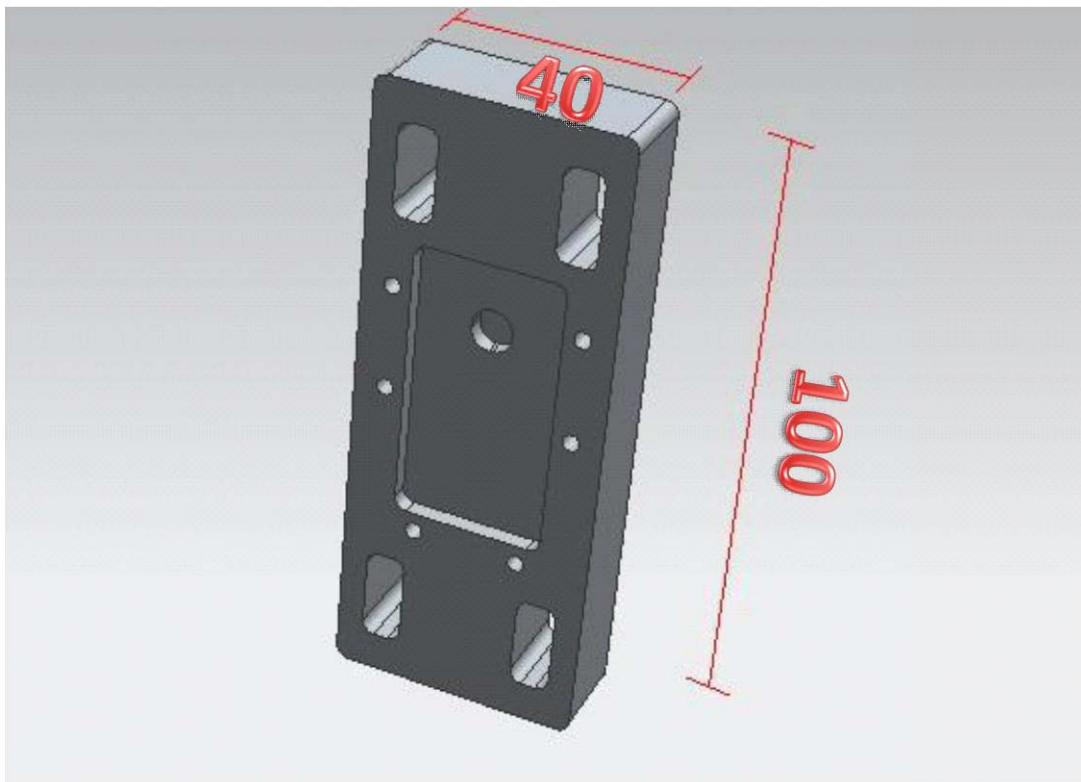


Figura 2.9 Diseño de la pieza A del soporte con cabeza para el rodamiento y el soporte del servomotor

La contraparte tiene barrenos con la cabeza de los tornillos para ocultarlas dentro del mismo soporte, así como mejorar su apariencia y reducir riesgos, se le asignó el nombre de pieza B.

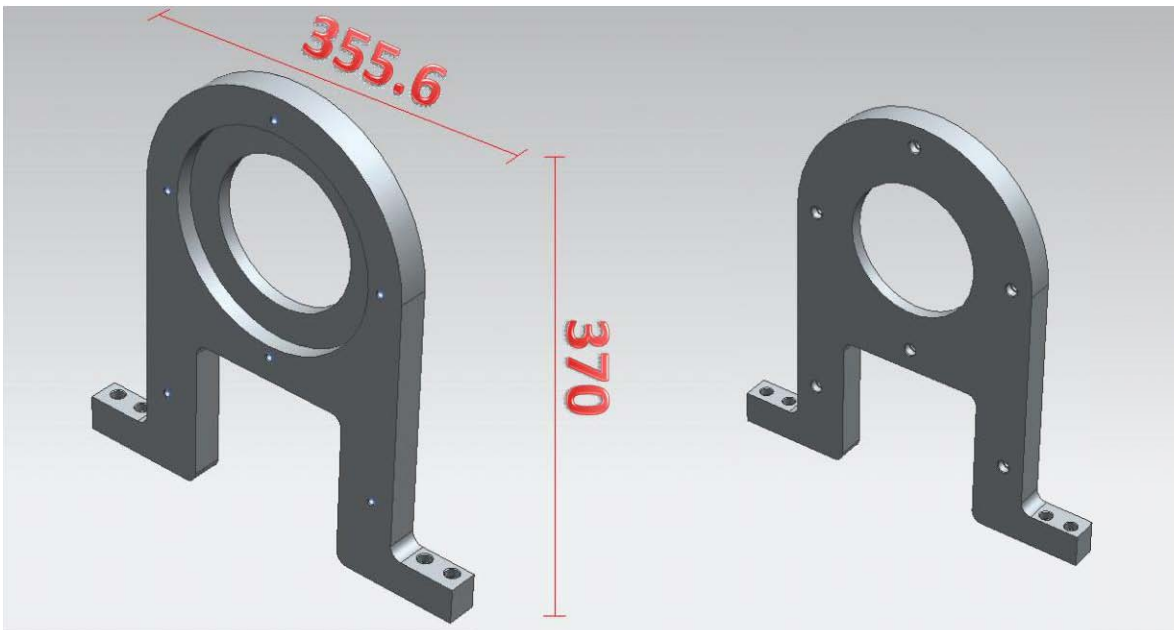


Figura 2.10 Diseño de la pieza B del soporte con cabeza para el rodamiento

## 2.6.2 Transmisión

Se seleccionó una transmisión por cadena por las ventajas que brinda, tales como: eficiencia, poco mantenimiento, aumento de par y reducción de velocidad de giro. Las estrellas (sprockets o catarinas son otros nombres con los que se conocen), debían ajustarse a tener una relación de transmisión 3.4:1 y una distancia entre centros fija, por lo que debía poder ajustarse el tamaño de la cadena. Se escogió una cadena ASA 35 por requerir una resistencia moderada y debido a que las cargas a soportar no son muy grandes, también pensando en la facilidad de compra. Se seleccionaron estrellas marca Martin del tipo A (sin extensión de mamelón en ambos lados), paso 3/8", una cuenta con 72 dientes y la otra con 21. Se ajustaron al eje y al servomotor el orificio central y las perforaciones para poder sujetarlas mediante tornillos.

Una parte muy importante para el desarrollo de la transmisión fue la selección del servomotor, el cual es marca Dynamixel, modelo RX-28 que se controla mediante el protocolo de comunicación RS-485. Se utiliza este servomotor porque permite realizar el control más confiablemente y además se puede conseguir el equipo necesario con distribuidores nacionales.

Una de las catarinas va sujeta al eje de rotación del sistema microPET y la otra está acoplada al servomotor, se utiliza una cadena estándar ASA 35, para mantener la

transmisión de potencia sin problemas. La cadena se ajusta una vez que todo el sistema está ensamblado, de esta forma se asegura un buen rendimiento del equipo.

El sprocket debe tener un diámetro central considerable para ajustarse al eje, como se aprecia en la figura 2.9.

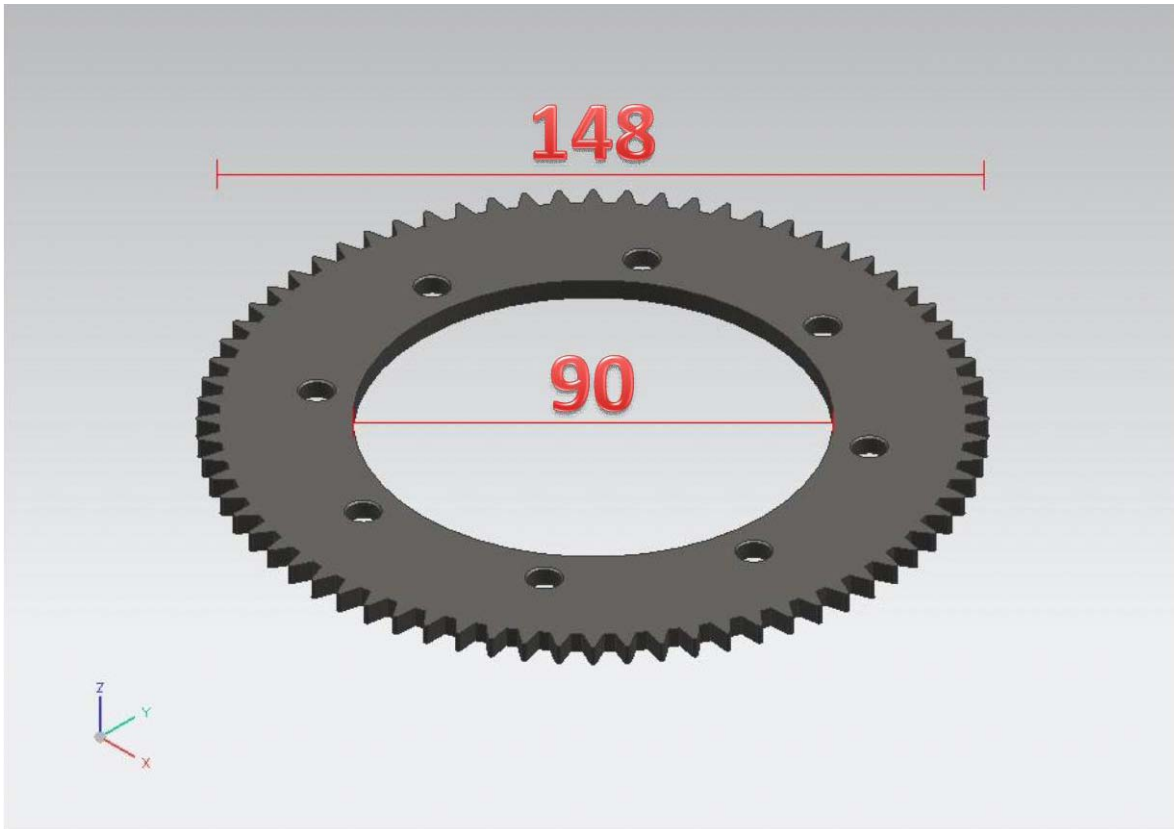


Figura 2.11 Diseño del sprocket de 72 dientes

El sprocket de 21 dientes se consiguió casi a la medida, pero se ajustó el centro para tener un buen soporte con el servomotor. El diseño de esta pieza está en la figura 2.10.

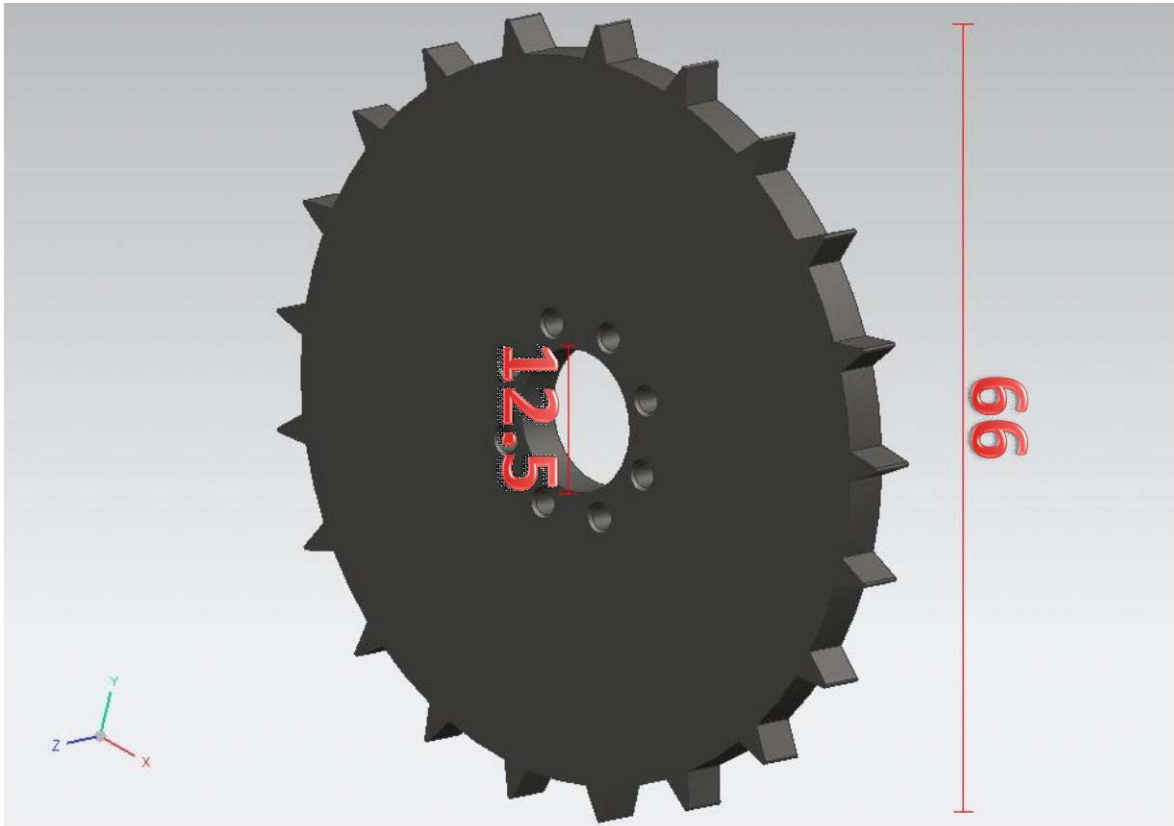


Figura 2.12 Diseño de sprocket de 21 dientes que va sujeto al servomotor

### 2.6.3 Servomotor

Se utiliza un servomotor Dynamixel RX-28 mostrado en la figura 2.11 que presenta las siguientes características:

- Protocolo de comunicación: RS-485
- Voltaje de operación: 12V-18.5V (14.4V recomendado por el fabricante)
- Precisión de giro: 0.29°
- Par-motor máximo: 37.5 kg\*cm
- Corriente de espera: 50 mA

Para controlarlo con la computadora, se diseñó un controlador que utiliza el microcontrolador PIC18F4580. El microcontrolador recibe las órdenes y con ayuda de un driver serial envía las órdenes al servomotor convertidas a protocolo RS-485. Posteriormente el servomotor regresa al usuario la posición y valores actuales (voltaje, temperatura, par que está ejerciendo para mantener la posición, velocidad de giro, etc.) que se soliciten acerca del servomotor. El programa fue diseñado en lenguaje C para poder modificarlo de acuerdo a las necesidades de operación y así tener el máximo



rendimiento posible. Para que pueda tener comunicación de 2 vías, se establecieron interrupciones que sirven para que el controlador realice las 2 operaciones de forma casi simultánea (imperceptible para el usuario).

Se debe mantener en comunicación continua la computadora y el PIC, para realizar las adquisiciones y los desplazamientos sincronizados, reduciendo pérdidas de información. Todas las instrucciones se envían al servomotor desde la computadora con un programa diseñado en Matlab versión 7.0.

La sincronía entre envío y recepción de información también es crucial, pues permite conocer si el servomotor está realizando las operaciones solicitadas y también si lo hace de la forma correcta. Lo anterior es muy importante para que se desarrolle el estudio adecuadamente.

El controlador puede realizar las siguientes tareas:

- Configurar la separación entre cada giro (Ángulo)
- Configurar el espaciamiento entre giros
- Interrupción (por alguna falla)
- Regresar a la posición cero
- Giro en ambos sentidos
- Obtención de información de voltaje, temperatura y posición actual
- Guardar una rutina de movimiento para seguirla posteriormente

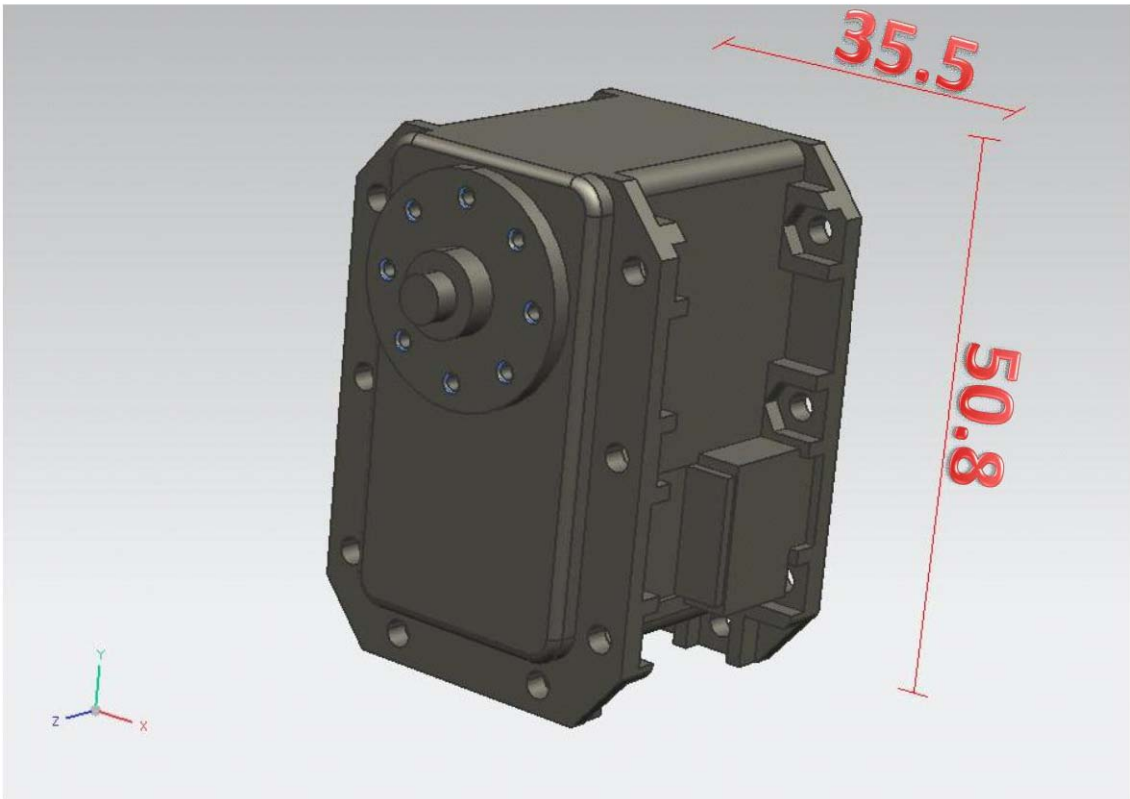


Figura 2.13 Servomotor RX-28 [Robotis, 2011]

## Capítulo 3.- Construcción del Equipo

El plan de trabajo se organizó en 2 secciones:

1. Conseguir los materiales de trabajo y las herramientas adecuadas para llevar a cabo la construcción del equipo. Tales materiales y herramientas se citan en la sección 3.1.
2. La segunda parte del plan de trabajo consistió en la elaboración de las piezas y la fabricación del control del servomotor, como se detalla en la sección 3.2.

### 3.1 Materiales y herramientas

La selección del material de trabajo es fundamental para que se realicen las operaciones de maquinado correctamente y estén acordes a las solicitudes que se presentarán durante la operación del equipo diseñado. La tabla 3.1 muestra el herramental utilizado.

Pieza	Máquina-herramienta	Herramienta
Carcasa de nylamid SL superior	Fresa de control numérico	Cortadores varios (1/2"-3/64") y broca 1/8"
Carcasa de nylamid SL inferior	Fresa de control numérico	Cortadores varios (1/2"-3/64") y broca 1/8"
Carcasa de aluminio	Fresa de control numérico y máquina de electroerosión	Cortadores varios (1/2"-3/4"), broca 1/8", machuelo #4-32 y electrodo para bordes interiores
Eje	Torno manual	Buril HSS 1/2", broca de centros y chuck universal
Disco	Torno manual, fresa manual y taladro de banco	Buril HSS 1/2", broca de centros, cortador de 1/2" y broca de 10 [mm]
Soportes A y B	Torno manual, fresa manual y taladro de banco	Brocas varias ( 1/4"-1/2"), Cortador de 1/2" y broca de 10 [mm]
Soporte del Motor	Fresa manual y taladro de banco	Cortador 1/4" y brocas de 3 y 5 [mm]
Correcciones de sprockets	Taladro de banco	Broca de 1/4"

### 3.1.1 Carcasas de nylamid SL

Considerando que es importante aislar de cualquier perturbación luminosa al sistema, se fabricaron carcasas de nylamid SL (Nylon Negro con incrustaciones de Disulfuro de Molibdeno para tener ventajas de lubricación en el maquinado y resistencia al desgaste, de ahí surge SL que significa superlubricado) para alojar a los detectores de centelleo, para lo que se utilizaron barras cuadradas de 1.5 pulgadas de lado para maquinar las cajas.

Debido a los ajustes de los programas de control numérico, el maquinado en la fresadora CNC de las carcasas de nylamid SL se realizó en varios pasos (porque el nylamid no mantiene su posición original, a diferencia de los metales). Por lo anterior convino fabricar un prototipo de carcasa, para que ajustando las tolerancias de ésta, se pudieran realizar las demás piezas aprovechando la máquina de control numérico. Las mediciones se ajustaron con calibradores digitales y un calibrador por sombra Mitutoyo PH-14LS.

La figura 3.1 muestra el trabajo de maquinado de una carcasa de nylamid SL por el interior, con el trabajo exterior aún por realizar.

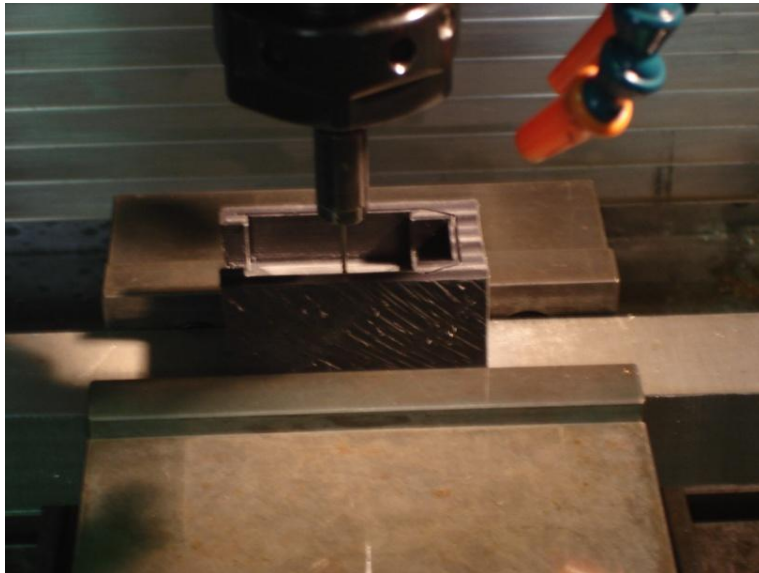


Figura 3.1 Maquinado de la carcasa de nylamid SL, sección superior

### 3.1.2 Carcasas de aluminio

Se construyeron carcasas de aluminio, para proteger del daño a las carcasas de nylamid y sujetarlas a una base, por su accesibilidad en precios, buenas prestaciones mecánicas (resistencia, maquinabilidad y resistencia a la corrosión) y buena presentación. Para estas carcasas se usó una barra cuadrada de 2 pulgadas de lado.

Las carcasas de aluminio se hicieron en la máquina de control numérico para cortar el material en el menor tiempo posible. Para el vaciado interno la mejor opción fue quitar todo el material posible con la fresadora y las partes donde está angulada se hicieron con la máquina de electroerosión.

### 3.1.3 Disco

La base para las carcasas es un disco construido con una placa de aluminio 6061 de una pulgada de ancho, de la placa se utilizó una sección de 16 pulgadas. Como es necesario colocar 8 detectores de centelleo se hicieron guías cada 45° con un cabezal divisor, con maquinaria convencional (no de control numérico).

Se trabajó el disco de aluminio en la fresadora, para reducir el brillo de maquinado, buscando que la pieza se vea más uniforme se le dio un acabado especial. Una característica especial de este soporte para las carcasas es que permite variar la distancia entre la fuente de radiación y los detectores, ampliando el campo de vista, pero perdiendo resolución. La figura 3.2 muestra el disco después de la etapa de maquinado y ataque con arena (acabado superficial).

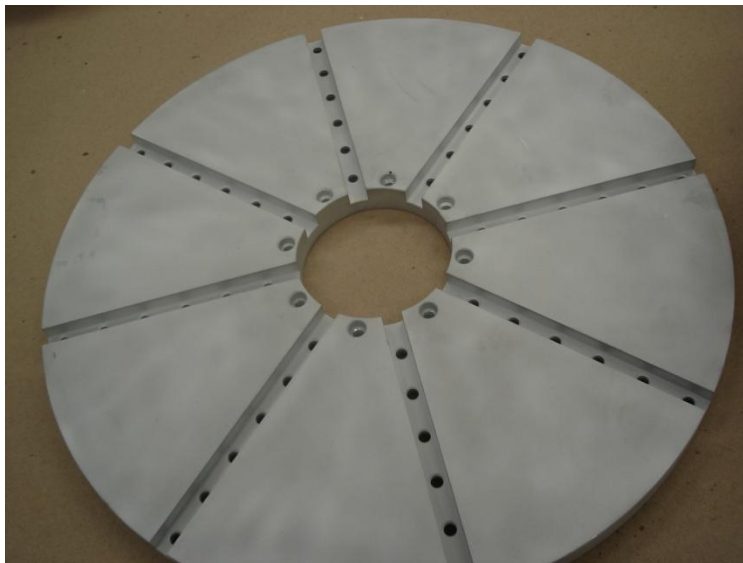


Figura 3.2 Disco Maquinado

### 3.1.4 Eje

Para la rotación se fabricó un eje hueco de una barra redonda de 5 pulgadas de diámetro de aluminio 6061. El que sea hueco no es sólo para aligerar el peso, además permite la inserción del sujeto de estudio para analizar un mayor campo.

Maquinar la parte externa del eje de rotación tomó algo de tiempo debido a que se necesitaba un ajuste fino con rectificando para que entrara a presión en el balero, también implicó ciertas dificultades ajustar el diámetro interior a las dimensiones apropiadas para tener un túnel donde pasará el sujeto de estudio en un largo de esas dimensiones. Para la estrella, se realizaron con precisión los 8 barrenos roscados en el eje, lo que permite buen soporte y una distribución de esfuerzos aceptable. Las velocidades a las que operará el sistema no son considerables, aun así se agregó un tope de un lado del eje para evitar que el disco se recorra hacia los soportes. En la figura 3.3 hay una fotografía del tope del eje con su parte de la transmisión montada.



Figura 3.3 Catarina de 72 dientes sujeta al eje, con detalle del tope en el eje

### 3.1.5 Chumacera

Para la fabricación de los soportes se utilizó placa de 1" de espesor y se desbastó el material con la fresa ayudada de marcas hechas con el taladro de banco.

La chumacera tuvo que realizarse en varias etapas, debido a la complejidad de su maquinado, pues para tener los bordes redondeados se realizaron varios barrenos en ambas placas (colocadas paralelamente) para mantener el ajuste y que no estuvieran descuadradas. Otra parte que provocó que se tuvieran varias etapas de maquinado fue el trabajo por 3 caras y ajustar el anclaje del motor al soporte, para permitir ajustar la cadena y liberar el motor con facilidad cuando deba desmontarse el equipo. Se puede percibir la unión de las piezas A y B de la chumacera en la figura 3.4. En la figura antes mencionada se aprecia que se soporta sin ningún medio de anclaje adicional.

Las etapas de maquinado son las siguientes:

1. Corte de las placas rectangulares
2. Taladrado de guía para el corte curvo
3. Reducción de bordes y cortes curvos con la fresa
4. Desbaste para el soporte
5. Taladrado de barrenos
6. Acabado superficial

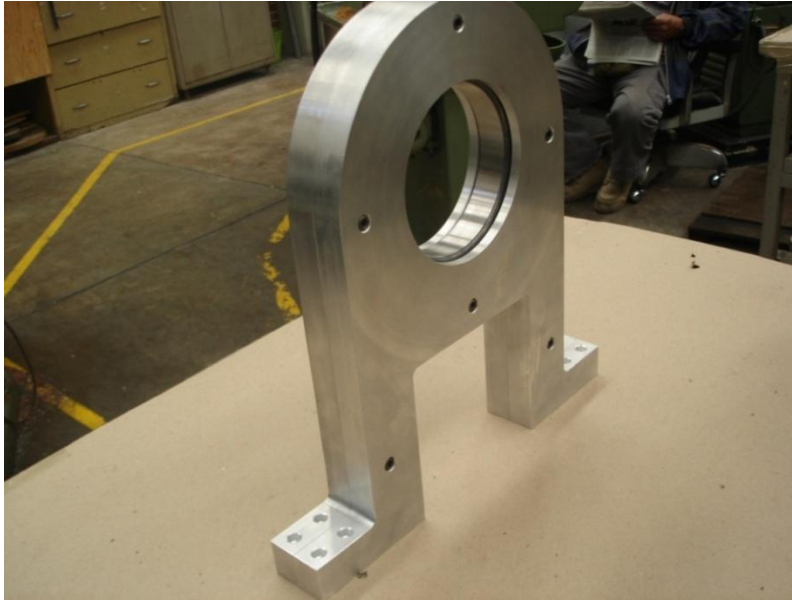


Figura 3.4 Chumacera ensamblada sin atornillar a la mesa

### 3.1.6 Soporte del servomotor

El sujetador del motor se ajustó para tener una guía en la base y apretar del lado donde se coloca el servo, pero tiene los barrenos con cabeza del otro lado, para evitar roces o que se tenga demasiado lejos nuestra fuente de movimiento (servomotor) de las piezas que se desea rotar, reduciendo así el desalineamiento de la cadena. Este soporte es necesario en caso de modificar el motor para obtener prestaciones diferentes (velocidad de giro, par-motor, dimensiones del motor). La figura 3.5 muestra la pieza que se sujeta a la chumacera y que brinda soporte al motor.

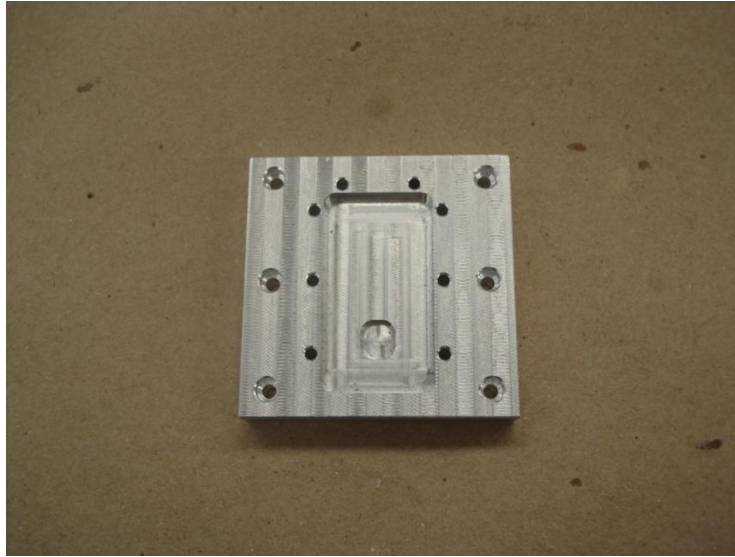


Figura 3.5 Soporte del motor a la base

### **3.1.7 Cadena**

Para la transmisión se eligió una por cadena con paso 35 (3/8"), la cadena es de acero inoxidable. Está prelubricada para evitar deterioro prematuro por corrosión, permitir una operación fluida y mejorar la presentación del sistema.

### **3.1.8 Catarina del eje**

Se realizaron cortes en el interior de esta pieza y se le dio acabado con la fresa para que tenga buen contacto con el eje, para lo cual se le taladraron barrenos de ajuste. El ensamble se muestra en la figura 3.6.





Figura 3.6 Catarina de 72 dientes sujeta al eje

### **3.1.9 Catarina del servomotor**

Debido a que las cargas de reacción que la cadena ejercerá en el eje del motor son bajas, se decidió que sea directamente montada la Catarina sobre el eje del RX-28. La separación que proporciona el buje es imprescindible para evitar roces con la cadena y un deterioro prematuro de los componentes del sistema. Para facilitar el montaje de la catarina de 21 dientes que se sujeta al servomotor, se fabricó un buje que ocupa todo el espacio interior y reduce el juego que pueda haber al ensamblar el eje del servomotor con el sprocket. El buje ensamblado y el motor en su base se pueden apreciar en la figura 3.7



Figura 3.7 Catarina de 21 dientes sujeta al motor montado en su soporte

### 3.1.10 Acabado superficial

Todas las piezas metálicas pasaron por un proceso de acabado superficial conocido como “sandblasting” o acabado por chorro de arena, que reduce las imperfecciones y prepara el material para utilizar algún recubrimiento, permitiendo tener mayor anclaje y adherencia de éstos.

### 3.1.11 Sujeción

Las uniones de las piezas son fundamentales, por lo que los tornillos serán las piezas que requerirán mayor movimiento para revisar y ajustar el equipo, situación que implica mayor desgaste, debido a esto se buscó tener compatibilidad y la posibilidad de conseguirlos fácilmente, sin embargo, sólo se logró para la mayoría de las uniones una medida estándar (Rosgado de  $\frac{1}{4}$ ”-20). Para las piezas que por especificaciones del fabricante o para las dimensiones pequeñas (como en el caso de los prisioneros), se utilizaron otro tipo de tornillos con medidas métricas e imperiales (M2.5 y N8-32 respectivamente). Casi todos con cabeza con caja hexagonal para mantener bien asegurado el sistema y reducir riesgos de accidentes por algún movimiento de herramientas comunes.

## 3.2 Maquinado, electrónica y programación

Para mantener las tolerancias dentro de un rango aceptable, las piezas se verificaron después de su fabricación, lo que permitió realizar los ajustes en algunos programas del control numérico y en las piezas fabricadas con maquinaria convencional.

### 3.2.1 Control

El diseño del controlador se realizó debido a que los controladores que se podían comprar no contaban con suficiente documentación lo que dificultaba la comprensión del funcionamiento del mismo y complicaba las modificaciones al programa del controlador.

El controlador fue algo complicado, debido a que el servomotor utiliza el protocolo RS-485 y es necesario adaptar los niveles de voltaje para que pueda interpretar las instrucciones. El diagrama 3.8 muestra en bloques el funcionamiento del controlador.

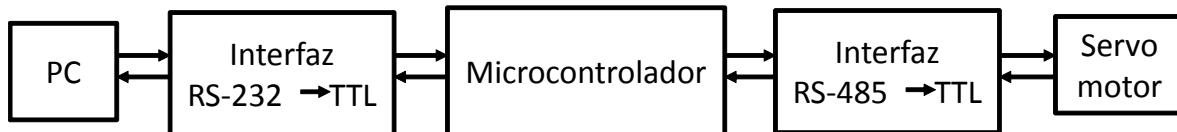


Figura 3.8 Diagrama a bloques del funcionamiento del controlador del servomotor

Se cuenta con una interfaz USB RS-485 (USB2Dynamixel) que permite transformar los datos que envía la computadora a un formato que entienda el servomotor, sin embargo, es necesario llamar librerías y varias subrutinas, lo que no es muy amigable para un usuario nuevo y la curva de aprendizaje de utilización del equipo aumenta comparado con el microcontrolador diseñado.

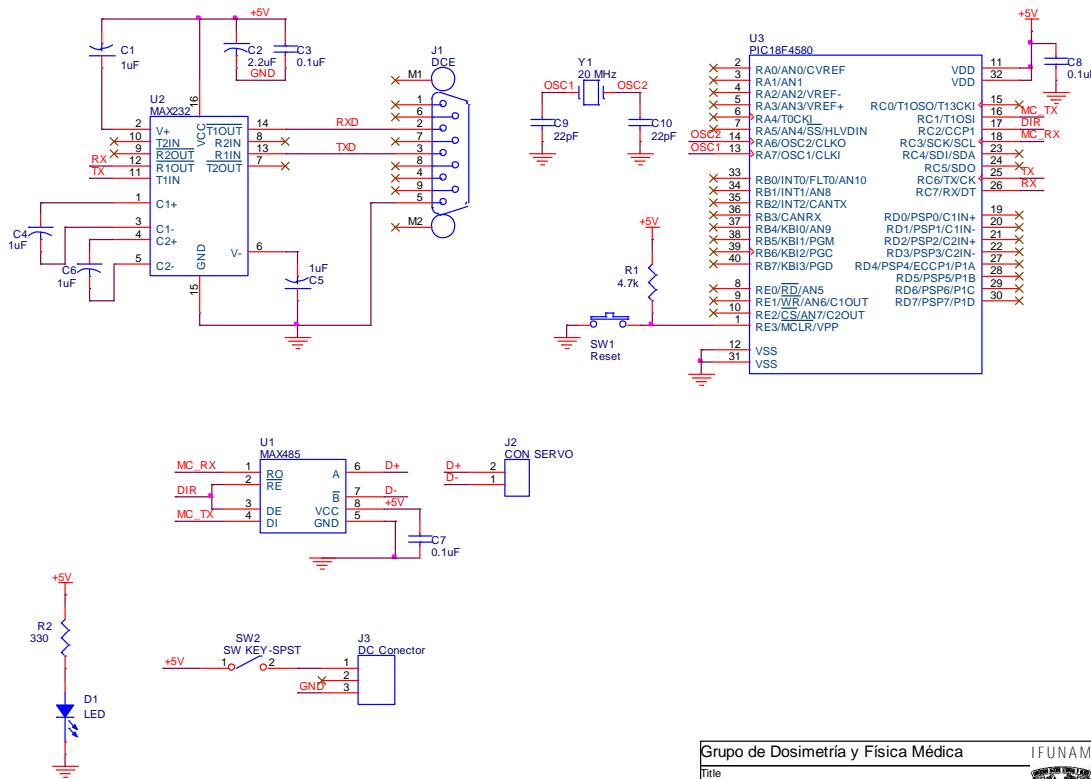
Se utiliza un microcontrolador PIC18F4580 como corazón del circuito controlador. El microcontrolador se programó probando con rutinas sencillas, que básicamente siguen el protocolo con el que se comunicarán el microcontrolador y la computadora de manera bidireccional. El microcontrolador utiliza 2 puertos serie, uno de hardware y otro por software para permitir comunicación bidireccional entre 2 dispositivos (computadora y servomotor), teniendo al microcontrolador como puerto de comunicación y traductor de instrucciones y de paquetes de estado del servomotor.

Para que los niveles de voltaje entre el microcontrolador y la computadora sean adecuados se utilizó el circuito integrado MAX232 que convierte los niveles RS-232 a TTL y viceversa. Para convertir las instrucciones del microcontrolador a un lenguaje que el servomotor pueda interpretar, se utilizó un conversor de TTL a RS-485, y en sentido inverso también, con un circuito integrado MAX485. Ambos utilizan capacitores de 10  $\mu$ F

para adaptar los valores de los voltajes que requieren los niveles lógicos de los protocolos RS-232 y RS-485.

El microcontrolador se programó con un programador para microcontroladores PIC-600 de Steren.

Las primeras pruebas se realizaron en una protoboard y posteriormente el circuito se montó en un circuito impreso (PCB, por sus siglas en inglés). En las pruebas realizadas al circuito en la protoboard se presentaron problemas de comunicación entre la computadora y el microcontrolador, pues los voltajes eran de apenas 2V (por lo que la señal diferenciada era pequeña). Posteriormente se realizaron pruebas en un PCB diseñado específicamente para el controlador, lo que corrigió este problema, porque la señal digital mejoró y se obtuvieron niveles de voltaje idénticos a los que se obtienen de la interfaz USB2Dynamixel. El diagrama esquemático del controlador se muestra en la figura 3.9.




Grupo de Dosimetría y Física Médica		IFUNAM	
Title	Control Servomotor		
Size	Document Number	Rev	
A	UNO	TMR	
Date:	Wednesday, September 22, 2010		Sheet 1 of 1

Figura 3.9 Diagrama esquemático del controlador para el servomotor

Las pruebas en la protoboard sirvieron para revisar el funcionamiento de los componentes y el comportamiento que tendría el circuito con las diversas conexiones una vez instalado

cada módulo (alimentación y capacitores). Cada uno de los puertos de comunicación con el PIC se probó independientemente para evitar fallos al momento de unirlos en la placa de cobre.

Se realizó la conexión del sistema al motor con una fuente de alimentación independiente (pues demanda más corriente, el voltaje que requiere es mayor que el utilizado por el circuito controlador y se acoplará en un lugar diferente al que irán los componentes de control).

Se desarrolló un programa en Matlab 7.0 para establecer una interfaz de comunicación entre el microcontrolador (que funciona como enlace entre el motor y la computadora) y la PC, que permite controlar el servomotor.

El programa en Matlab está incorporado a un programa de adquisición de datos que funciona paralelamente con uno de procesamiento de los mismos, todos están sincronizados para compensar el decaimiento de la fuente radioactiva durante el estudio, por lo que la comunicación primordial es entre la computadora y el PIC, no tanto entre el PIC y el servomotor.

La fusión de los programas y el desarrollo del programa compartido con ambiente gráfico fue una colaboración de los miembros del Laboratorio de Física Médica del IFUNAM [Álvarez, 2011].

### **3.3 Ensamble**

Una vez que todos los componentes estuvieron listos, se procedió a montar el equipo para realizar las pruebas mecánicas y también las pruebas de adquisición de información de los módulos.

Se instaló el equipo en sistemas separados el equipo para tener un mejor control sobre cada uno de los ensambles y así tener pruebas previas a la unión de todos los sistemas, reduciendo riesgos de fallas o problemas en el control.

El ensamble tiene cierta secuencia, para proteger las piezas lo mejor posible y también para evitar desmontar el equipo entero si se necesita revisar algún componente.

Aunque se diseñó el equipo para operar en las mismas condiciones (posición inicial y sujeto a la misma mesa, en la misma dirección), siempre es importante contar con posibilidades de modificar estos parámetros, así como para poder realizar el mantenimiento preventivo y correctivo, buscando tener agrupado (en secciones de componentes) el equipo de tal manera que se pueda tener mayor maniobrabilidad y mejor organización en las revisiones periódicas del funcionamiento del equipo y en su mantenimiento.

Los dispositivos de seguridad se ensamblaron en la parte que están destinados a proteger y/o mantener en su posición (evitando riesgos para la pieza) previamente al ensamble del equipo microPET.

Se realizó el procedimiento de ensamble de la siguiente manera:

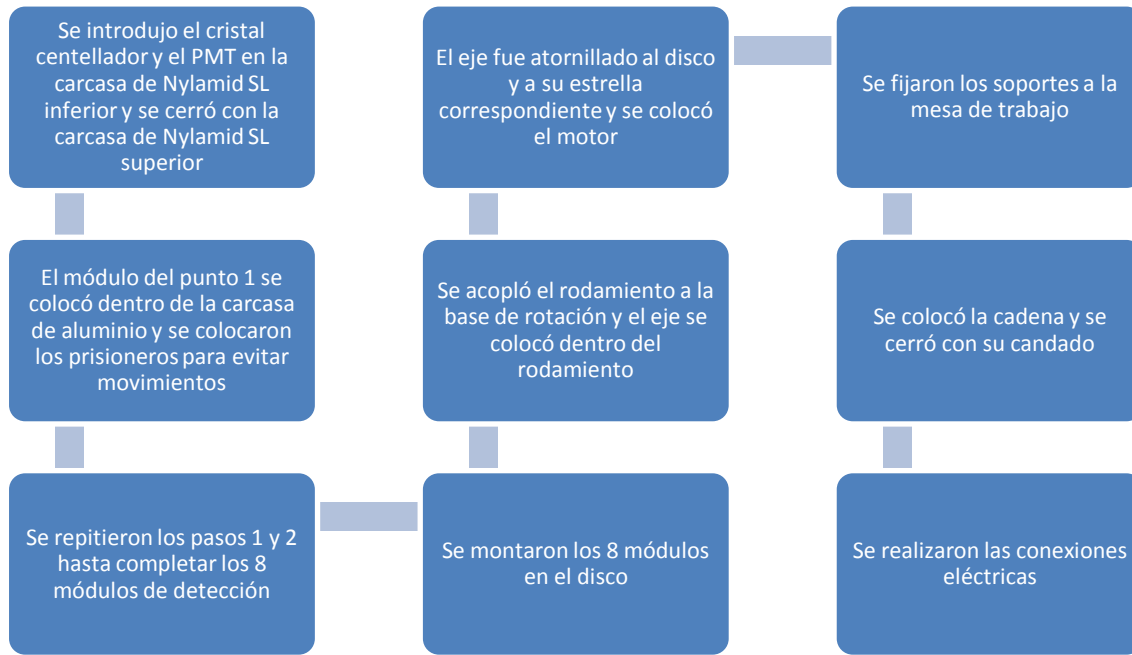


Figura 3.9 Diagrama de ensamble del equipo

La disposición de las conexiones eléctricas fue la última parte del ensamble debido a que requieren montarse por fuera del equipo y que deben tener movimiento libre, lo que implica que se haga con las menores restricciones posibles, siendo la manera más viable sin tener que realizar cambios posteriores a las conexiones mecánicas, además de poder mantener ordenado el proceso de trabajo y realizarlo metódicamente.

Se montaron las tarjetas con cadenas resistivas y etapa de inversión en parte posterior de los PMTs (está descubierta en las carcasas) y se conectaron tanto los ánodos como la alimentación de alto voltaje.

## Capítulo 4.- Evaluación del Equipo

### 4.1 Análisis en zonas críticas y Modelado del sistema de rotación

Los primeros datos que se obtuvieron del sistema fueron los pesos aproximados, puesto que no se contaba con una báscula para tales dimensiones y no se tenía todo el equipo fabricado. Muchos valores se aproximaron a valores conocidos [Alva, 2009].

Los componentes básicos del sistema de cada módulo de detección individual son el cristal centellador y el tubo fotomultiplicador, los cuales se colocan dentro de la carcasa de Nylamid SL. El nylamid SL es un material que puede maquinarse fácilmente, no sufre cambios importantes con la temperatura y es suficientemente robusto para alojar al cristal y al PS-PMT manteniéndolos en una posición fija durante la rotación del sistema. Considerando un factor de diseño de 1.5 (por variaciones en la construcción de los cristales centelladores y PS-PMTs) se estimó que el peso de cada módulo es de 0.12 kg.

El peso de las carcasas de Nylamid SL y de las carcasas de aluminio se obtuvo en función de su volumen y de datos obtenidos de pruebas que se han realizado sobre estos materiales para obtener densidad y otras propiedades mecánicas [Nylamid, 2010]. Estos valores sirvieron para diseñar las piezas de soporte de los detectores de centelleo. Conocer el peso de la carcasa de aluminio también es importante, pues permitió diseñar un sistema que soporte al conjunto de módulos de detectores con sus armazones y evitar alguna deformación del equipo durante el estudio. Estos valores permitieron calcular el rodamiento necesario, el eje que se ocuparía tomando en cuenta que es un túnel con diámetro interior de 9 cm y la distancia que debe tener para evitar que los momentos flectores y la torsión sean suficientemente fuertes como para trastornar las mediciones, manteniéndolos por debajo de 20 N\*m. Considerando los detectores (cristales centelladores, PS-PMTs), carcasas de nylamid SL y carcasas de aluminio se calculó una masa de 4.2 kg para el arreglo de 8 módulos de detección.

Las masas del disco, del eje y de los soportes se calcularon utilizando las propiedades del aluminio 6061 y el volumen que ocupan, teniendo entonces para el disco 6.0 kg, para el

eje 1.2 kg y para los soportes (dos piezas) 6.6 kg. El peso del balero se consideró de acuerdo a las especificaciones del fabricante, sabiendo que es el número 6024 con peso de 2.24 kg.

Los pesos de los componentes anteriores son de suma importancia para determinar el peso total en el soporte que se fijó a la mesa y también saber si existen momentos que generen un problema con los tornillos que sujetan el equipo a la mesa de trabajo. La tabla 4.1 resume los pesos calculados para cada uno de los elementos del sistema.

Tabla 4.1 Pesos calculados de los elementos del sistema de soporte automatizado para el microPET.

Componente	Peso (kg)
Cristal centellador LYSO	0.06
Tubo fotomultiplicador H7546	0.06
Carcasas:	
Nylamid SL	0.05
Aluminio	0.10
Soporte	
Disco	6.01
Eje	1.2
Base de rotación	
Chumacera	6.6
Sprocket 72 dientes	0.3
Sprocket 21 dientes	0.2
Balero	2.24
Motor	0.72

Las distancias que existen entre los componentes están determinadas por el tamaño del sujeto bajo estudio, la placa a la que se sujeta el equipo y los componentes que se pudieron conseguir comercialmente. Estas distancias sirvieron para calcular los momentos flectores y de torsión, considerando los pesos obtenidos anteriormente.

Se obtuvieron resultados de los cálculos de zonas críticas [Hibbeler, 2004] y de los cálculos con elemento finito que muestran que el diseño soporta las solicitaciones planeadas.

Para el eje X se tiene un balance de fuerzas y momentos de la siguiente forma:

$$F_x = mx = 0 \quad 4.1$$



Donde  $m$  es la masa del objeto y  $x$  es la aceleración en el eje  $x$ , considerando la segunda derivada con respecto al tiempo de la posición. La siguiente ecuación se utilizó para el sistema estático, pues no se desea que la base presente algún desplazamiento en ese eje.

$$M_x = I \alpha_x = 0 \quad 4.2$$

Donde  $I$  es el momento de inercia del cuerpo y  $\alpha_x$  es su aceleración angular con respecto al eje  $X$ . El giro en este eje en la base es inaceptable debido a que distorsiona la imagen.

De forma análoga tenemos las ecuaciones para el eje  $Y$  (4.4 y 4.5) y para el eje  $Z$  (4.6 y 4.7).

$$F_y = my = 0 \quad 4.3$$

$$M_y = I \alpha_y = 0 \quad 4.4$$

$$F_z = mz = 0 \quad 4.5$$

$$M_z = I \alpha_z = 0 \quad 4.6$$

Considerando la importancia de la sujeción, se calculó si los tornillos del ensamble soportarían los esfuerzos a los que se verán sometidos y se verificó su área de contacto con la superficie efectiva y de ahí se calculó la carga máxima que puede soportar cada tornillo y en su conjunto. En las ecuaciones 4.7 y 4.8 se muestra cómo se obtienen los valores para la superficie de esfuerzo de tensión de tornillos con rosca métrica y rosca imperial, mientras que en la ecuación 4.9 se muestra la superficie de contacto que se considera tendrá el tornillo para la sujeción de la pieza que sujeta y su soporte [Faires, 1977].

$$A_{tm} = 0.7854(D - 0.9382P)^2 \quad 4.7$$

$$A_{ti} = 0.7854\left(D - \frac{0.9743}{n}\right)^2 \quad 4.8$$

$$A = \pi DL \quad 4.9$$

Donde  $A_{tm}$  es el área de esfuerzo de tensión para roscas métricas,  $A_{ti}$  es el área de esfuerzo de tensión para roscas de medidas imperiales,  $A$  es el área media de contacto (sin contar el roscado) del tornillo,  $D$  es el diámetro mayor básico,  $n$  es el número de hilos por pulgada,  $P$  es el paso entre roscas adyacentes (con relación  $P = \frac{1}{n}$ ) y  $L$  es la longitud de la rosca del tornillo [Mott, 2006].

En la siguiente ecuación se representa la carga a la que puede estar sometido un tornillo dependiendo de su área

$$F = sA^3 \cdot 2 = \frac{S_y}{15.24} A^1 \cdot 2 \quad 4.10$$

El largo de la cadena de transmisión también se determinó utilizando la ecuación 4.11, teniendo la longitud en función del número de eslabones:

$$L = 2C + \frac{N+n}{2} + \frac{(\frac{N-n}{2\pi})^2}{C}; \quad 4.11$$

Donde  $L$  es la longitud de la cadena,  $C$  es la distancia entre los centros de las catarinas,  $N$  es el número de dientes del sprocket con más dientes y  $n$  es el número de dientes de la estrella pequeña.

Para tener un motor que tenga el par suficiente para mover el sistema se utilizaron las siguientes ecuaciones que modelan el comportamiento del balero y de la inercia rotacional del equipo. No se considera ningún elemento como resorte porque no se puede cuantificar un coeficiente de resorte rotacional.

La respuesta del balero considerado como un amortiguador rotacional depende de la velocidad (por su respuesta viscosa) y está dado por:

$$T_{B\theta} = B_\theta \theta \quad 4.12$$

Donde  $B_\theta$  es el coeficiente de fricción viscosa del rodamiento y  $\theta$  es la velocidad rotacional que presenta el sistema, teniendo en cuenta que las componentes de las derivadas con respecto a la posición se desprecian y sólo se considera la derivada con respecto al tiempo del giro (desplazamiento angular).

La respuesta de los componentes rígidos rotacionales del sistema dependerá de la aceleración que se le quiera dar, teniendo la ecuación:

$$T_j = J\theta \quad 4.13$$

Donde  $J$  es la inercia rotacional del equipo y  $\theta$  es la aceleración rotacional del sistema, siguiendo la idea de la aceleración sólo se utiliza la derivada con respecto al tiempo de la velocidad.

Se modeló el caso donde las condiciones iniciales son nulas y el par-motor es función del tiempo ( $\theta_0 = 0, \dot{\theta}_0 = 0, \ddot{\theta}_0 = 0$  y  $T_M = T(t)$ ), para un análisis pasando de un estado estático a un estado dinámico. Por lo anterior se obtuvo la siguiente ecuación del modelo en el espacio del tiempo y en el espacio de la frecuencia:

$$\frac{T(t)}{J} = \theta + \frac{B_\theta}{J} \dot{\theta} \quad 4.14$$

$$\frac{T(s)}{J} = s^2 \theta + s \frac{B_\theta}{J} \dot{\theta} \quad \therefore \theta = \frac{T(s)}{J(s^2 + s(\frac{B_\theta}{J}))} = \frac{T(s)}{Js^2 + B_\theta s} \quad 4.15$$

De la ecuación 4.15 se obtiene la función de transferencia (considerando al sistema como de una entrada y una salida):

$$G(s) = \frac{1}{Js^2 + B_\theta s} \quad 4.16$$

De la ecuación 4.15 también se obtiene la posición angular con respecto al tiempo, como se muestra en la ecuación 4.17 y  $T(t) = 1$ , obteniendo:

$$\theta(t) = \frac{te^{-\frac{B_\theta}{J}t}}{J} \quad 4.17$$

Teniendo en cuenta que los valores obtenidos con las mediciones del desempeño del equipo son:  $B_\theta = 4.29 \times 10^{-3} \frac{kg \cdot m^2}{s}$  y  $J = 92.87236 \times 10^{-3} [kg \cdot m^2]$ , la ecuación de posición resultante queda

$$\theta(t) = \frac{te^{-46.1924t}}{92.872 \times 10^{-6}} \quad 4.18$$

Las ecuaciones 4.1 a 4.6 se utilizaron para cálculos de zonas clave en la estructura de soporte. Las ecuaciones 4.7 a 4.10 sirvieron para la validación y selección de tornillos que sujetan las piezas en el ensamble. La ecuación 4.11 permitió conocer la longitud en eslabones o pasos de la cadena para que no quedara ni muy corta ni muy larga, ya que su longitud original es de 3.05 m (10 pies). Las ecuaciones 4.12 a 4.17 se utilizaron para modelar el sistema de rotación y con ello seleccionar el servomotor adecuado.

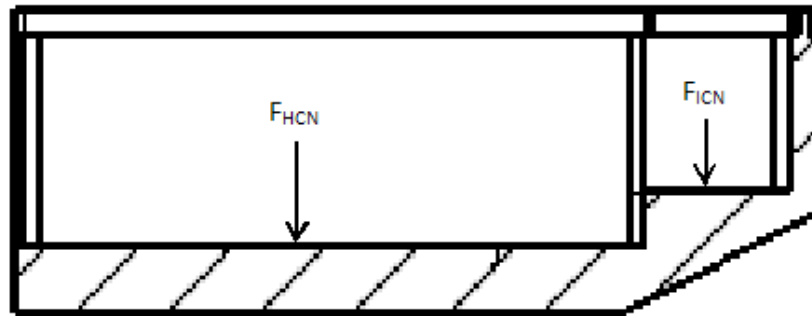
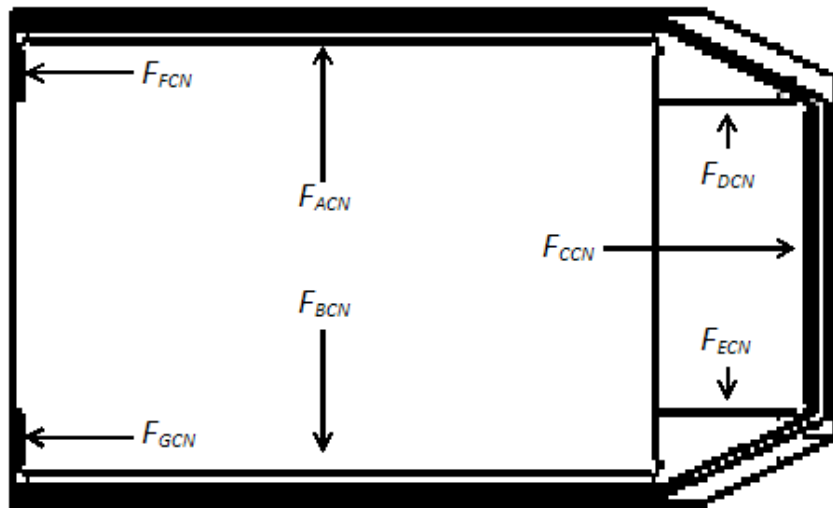
Las simulaciones realizadas en NX y Abaqus arrojaron resultados muy similares (ambos son con el sistema Nastran), las mayores variaciones se perciben en las piezas que integran la chumacera. Numéricamente se puede corroborar los valores resultantes de NX y Abaqus teniendo un modelo para la simulación numérica correcto. A pesar de presentar algunas variaciones menores, como en el caso de los soportes, ambos programas indican que no existen problemas estructurales para el funcionamiento del equipo (en NX se tiene una deformación debida al giro y las cargas que soporta el eje mayor que la que muestra Abaqus).

## **4.2 Resultados del análisis por elemento finito**

### **4.2.1 Carcasas de nylamid SL**

Para este análisis se utilizó un mallado de tipo tetra 10 con una separación de 1 mm entre cada nodo, para tener un conjunto de 23563 nodos. Se utilizaron los valores del nylon incluidas en NX, donde tiene un módulo de elasticidad de 4 GPa, resistencia a la cedencia de 58 MPa, resistencia última de 140 MPa y módulo de Poisson de 0.4. Se utilizó un factor de seguridad de 1.5. El análisis por elemento finito de la carcasa de nylamid SL inferior demostró una deformación tolerable bajo cargas dinámicas y no representa ningún problema de diseño. Las deformaciones son tan bajas que podrían considerarse nulas. De igual manera, el análisis de la carcasa de nylamid SL superior demostró que la estructura soporta correctamente los esfuerzos sin problemas y que sigue teniendo todas las tolerancias requeridas (las deformaciones se mantienen por debajo del límite permitido).

## Diagramas de Cuerpo Libre



$$F_{ACN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{BCN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{CCN} = 586.8 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{DCN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{ECN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{FCN} = 146.7 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{GCN} = 146.7 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{HCN} = 586.8 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{ICN} = 586.8 \times 10^{-3} \text{ N}$$

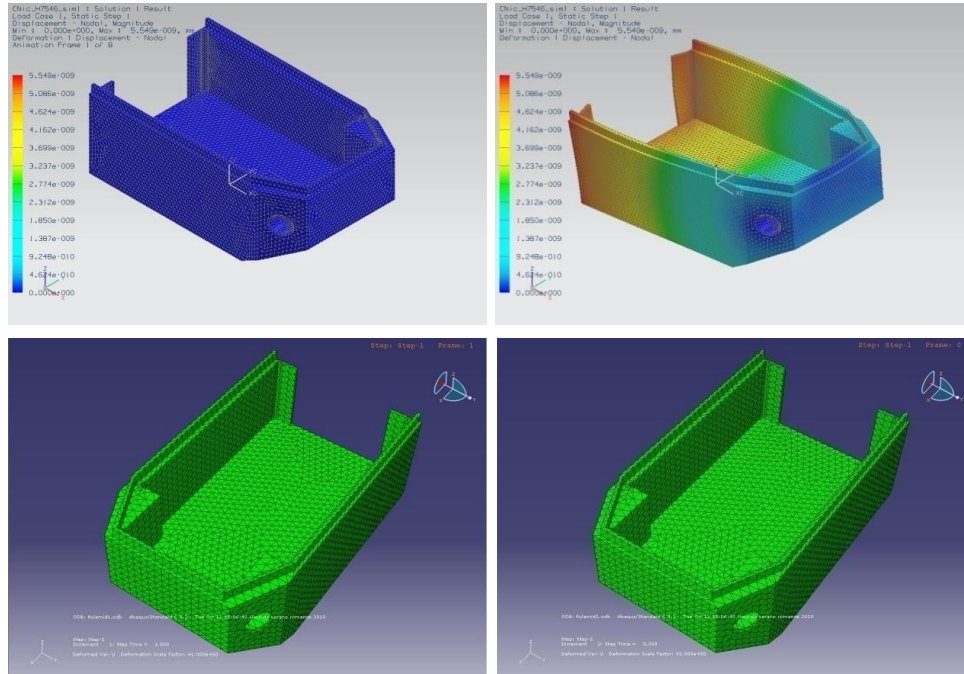
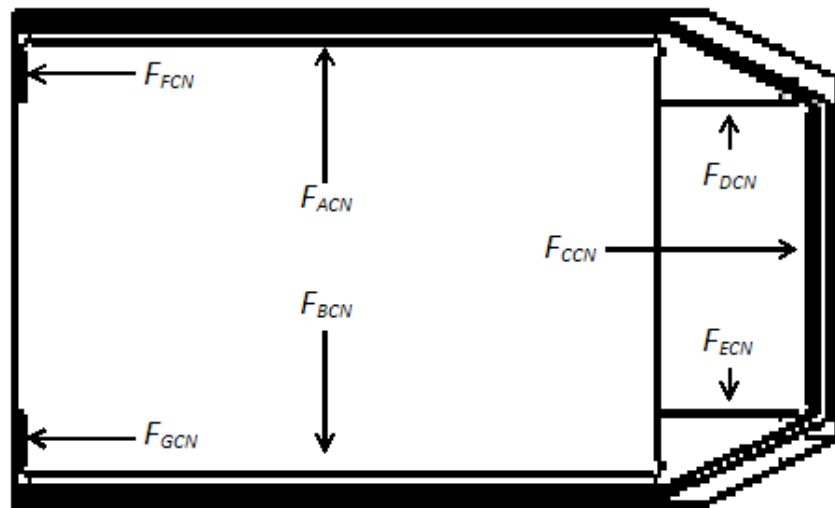
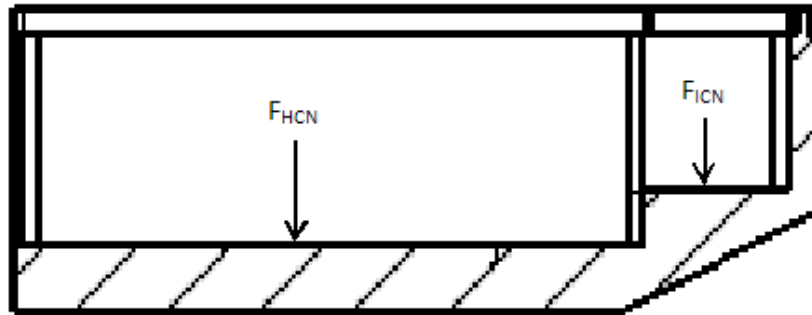


Figura 4. 1. Deformación de la sección inferior de la carcasa de nylamid SL en NX arriba y en Abaqus abajo, con sus correspondientes diagramas de cuerpo libre.

### Diagramas de Cuerpo Libre





$$F_{ACN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{BCN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{CCN} = 586.8 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{DCN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{ECN} = 293.4 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{FCN} = 146.7 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{GCN} = 146.7 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{HCN} = 586.8 \times 10^{-3} \text{ N}$$

$$F_{ICN} = 586.8 \times 10^{-3} \text{ N}$$

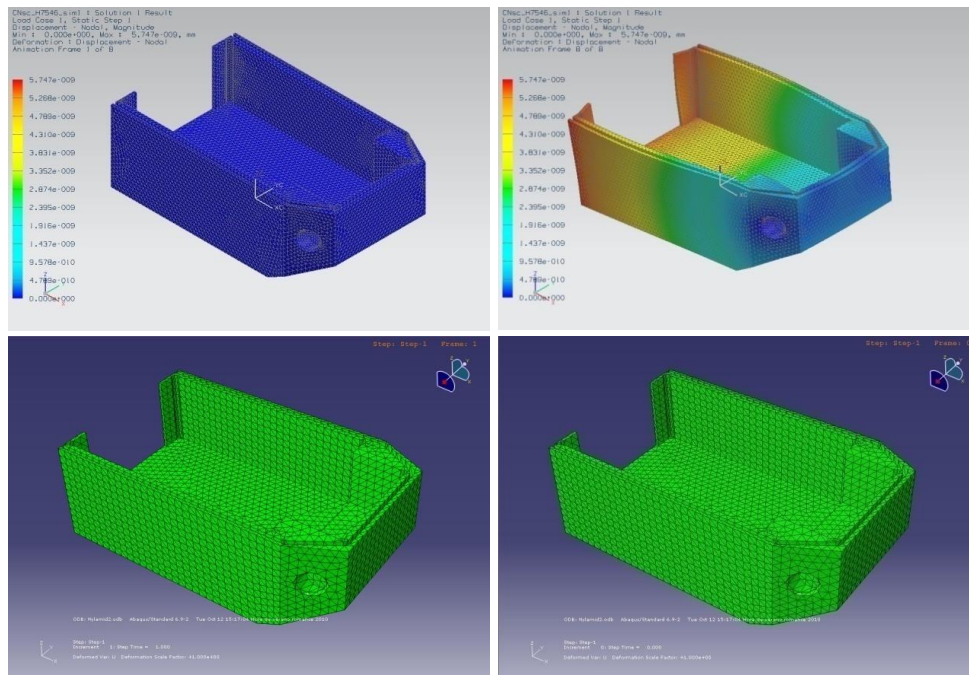


Figura 4. 2. Deformación de la sección superior de la carcasa de nylamid SL en NX arriba y en Abaqus abajo, con sus correspondientes diagramas de cuerpo libre.

## 4.2.2 Carcasas de aluminio

Para este análisis se utilizó un mallado de tipo tetra 10 con una separación de 3 mm entre cada nodo, para tener un conjunto de 14228 nodos. Se utilizaron los valores del aluminio 6061 incluidas en NX, donde tiene un módulo de elasticidad de 68.9 GPa, resistencia a la cedencia de 240 MPa, resistencia última de 275 MPa y módulo de Poisson de 0.33. Se utilizó un factor de seguridad de 2. Mediante el análisis por elemento finito se percibió que las deformaciones son bajas en la carcasa de Aluminio y que mantiene su integridad estructural sin problemas. También se demostró que los esfuerzos que soporta para sujetar a la carcasa de nylamid SL no exceden las capacidades de estas piezas.

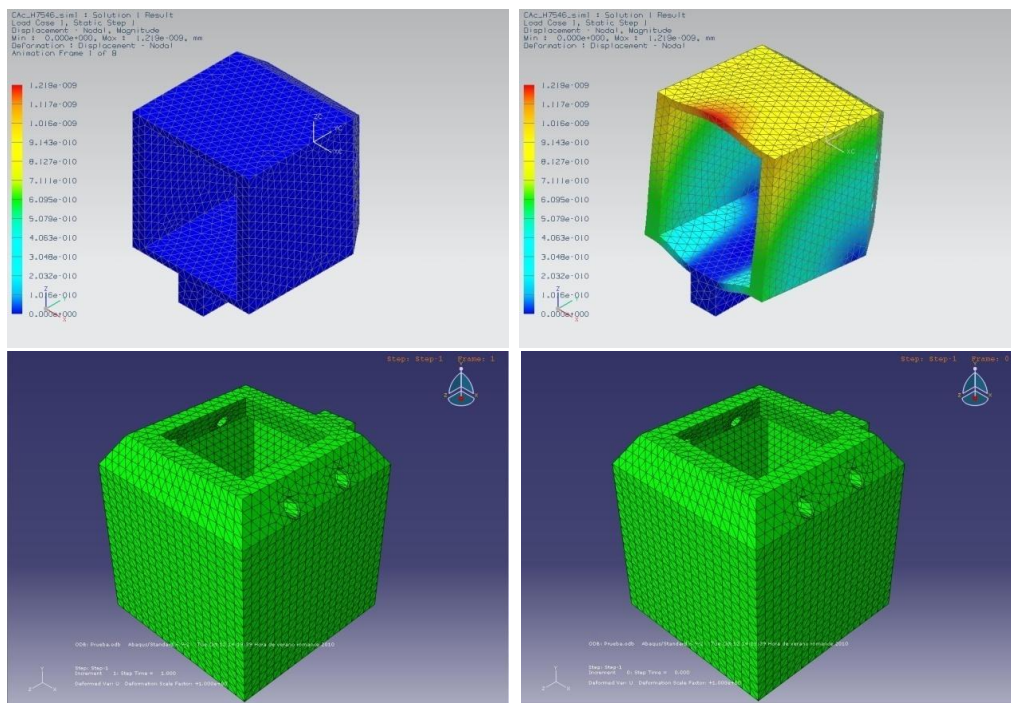


Figura 4. 3. Deformación de la carcasa de aluminio en NX superior y en Abaqus inferior.

## 4.2.3 Soporte (disco)

Para este análisis se utilizó un mallado de tipo tetra 10 con una separación de 12.6 mm entre cada nodo, para tener un conjunto de 6916 nodos. Se utilizaron los valores del aluminio 6061 incluidas en NX, donde tiene un módulo de elasticidad de 68.9 GPa, resistencia a la cedencia de 240 MPa, resistencia última de 275 MPa y módulo de Poisson



de 0.33. Para esta pieza el factor de seguridad empleado es de 3. En el análisis por elemento finito del disco se observan deformaciones minúsculas bajo cargas dinámicas altas, por lo que este diseño muestra cumplir con su propósito. Se realizó el análisis para cargas dinámicas.

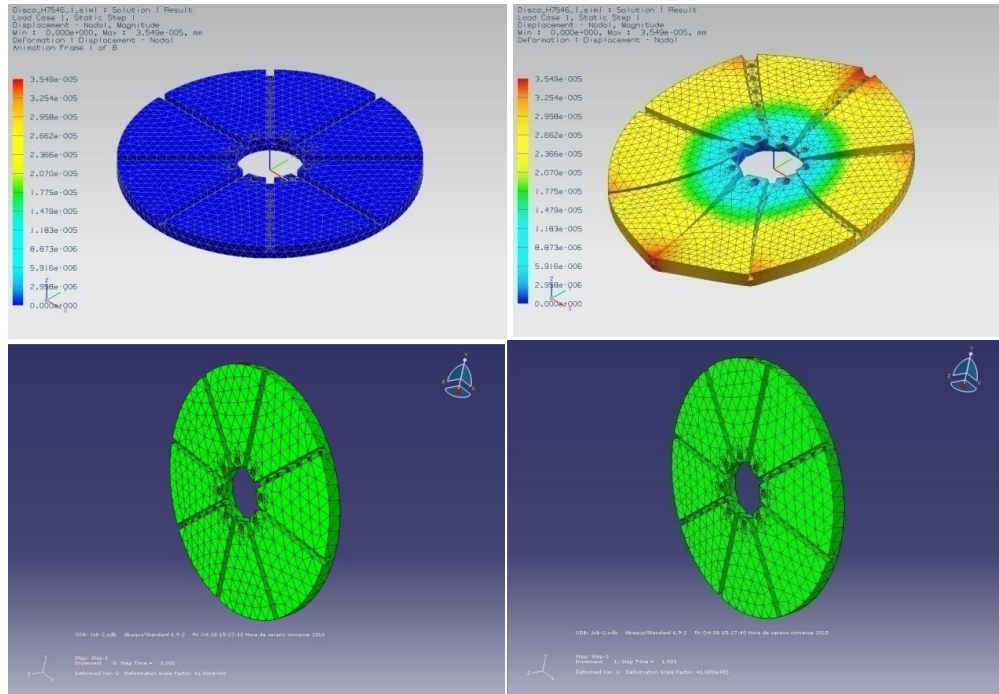


Figura 4. 4. Deformación del soporte de las carcasas (disco) en NX arriba y en Abaqus abajo.

#### 4.2.4 Soporte (eje)

Para este análisis se utilizó un mallado de tipo tetra 10 con una separación de 14.3 mm entre cada nodo, para tener un conjunto de 950 nodos. Se utilizaron los valores del aluminio 6061 incluidas en NX, donde tiene un módulo de elasticidad de 68.9 GPa, resistencia a la cedencia de 240 MPa, resistencia última de 275 MPa y módulo de Poisson de 0.33. El factor de seguridad empleado es de 3. El eje no muestra deformaciones considerables en el análisis por elemento finito, por lo que permitirá realizar la actividad para la que fue diseñado. Este túnel también muestra que se soporta adecuadamente cada uno de los elementos en sus extremos, pues los agujeros roscados reparten adecuadamente el esfuerzo.

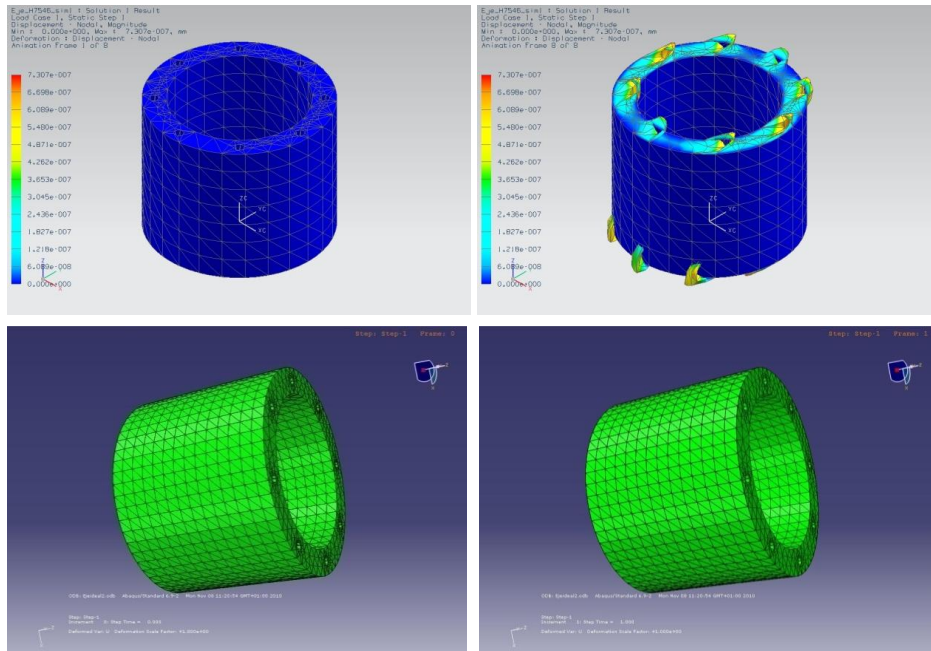


Figura 4. 5. Deformación del eje de rotación del equipo en NX arriba y en Abaqus abajo.

Como conjunto (disco montado en el eje), el análisis por elemento finito demostró que soportan las cargas a las que estarán sometidos ambos componentes, en las condiciones extremas de operación y con un factor de seguridad de 3.

#### 4.2.5 Chumacera y transmisión

Para este análisis se utilizó un mallado de tipo tetra 10 con una separación de 14.3 mm entre cada nodo, para tener un conjunto de 950 nodos. Se utilizaron los valores del aluminio 6061 incluidas en NX, donde tiene un módulo de elasticidad de 68.9 GPa, resistencia a la cedencia de 240 MPa, resistencia última de 275 MPa y módulo de Poisson de 0.33. Se realizó el análisis con un factor de seguridad de 2. La chumacera fue diseñada para reducir desplazamientos del eje (asegurando el eje por presión al rodamiento) y asegurar un correcto giro del sistema, fijándolo a la mesa de trabajo (breadboard) soportando todo el equipo, por lo que fue de especial interés verificar que las partes donde se atornilla el soporte (dividido en 2 secciones) soportarán el peso del microPET, pero más importante fue verificar que se tuviera la suficiente resistencia a momentos flectores y de torsión. Según el diseño, las piezas soportan la carga sin dificultad.

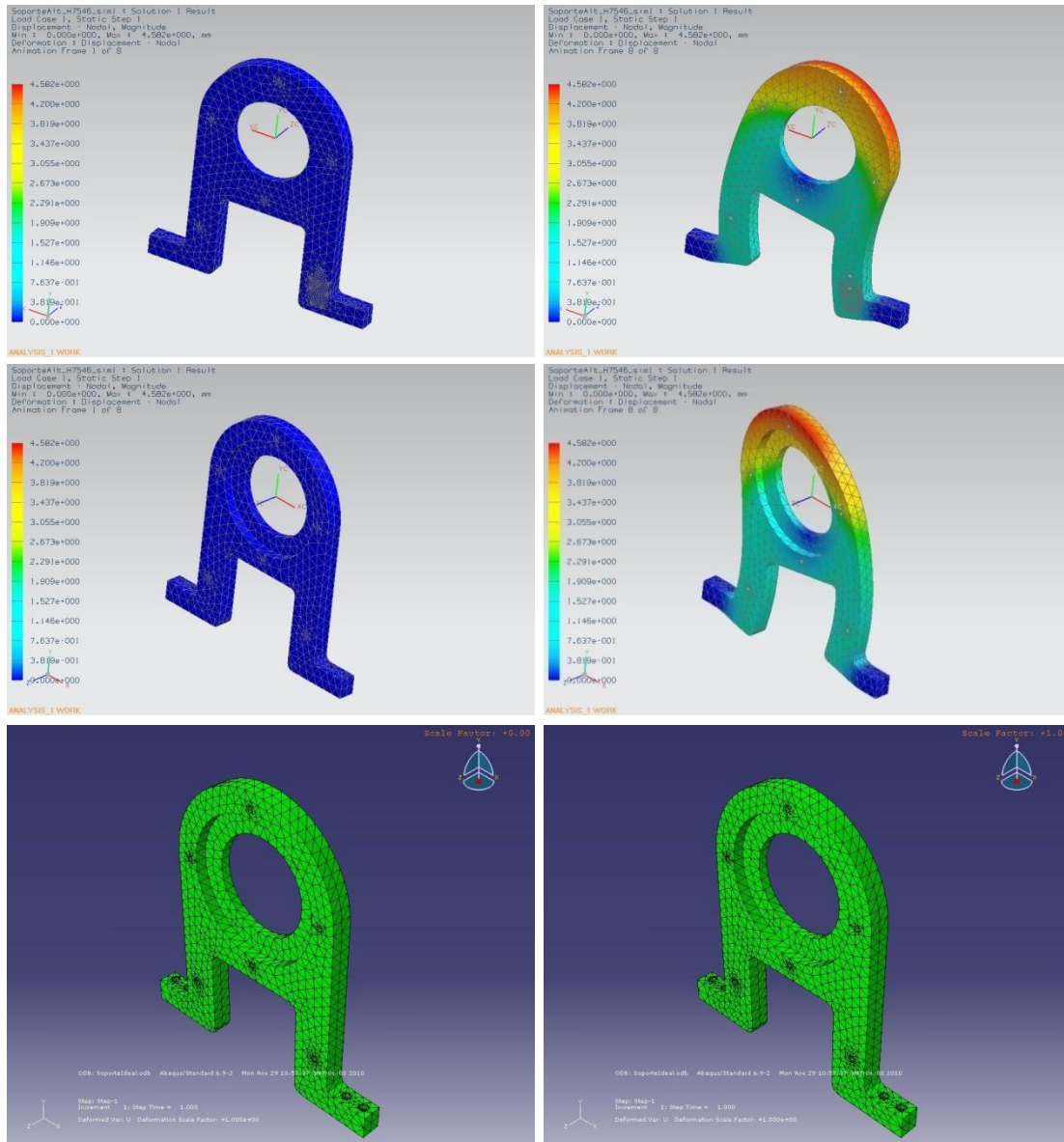


Figura 4. 6. Deformación del soporte A en NX arriba y en Abaqus abajo.

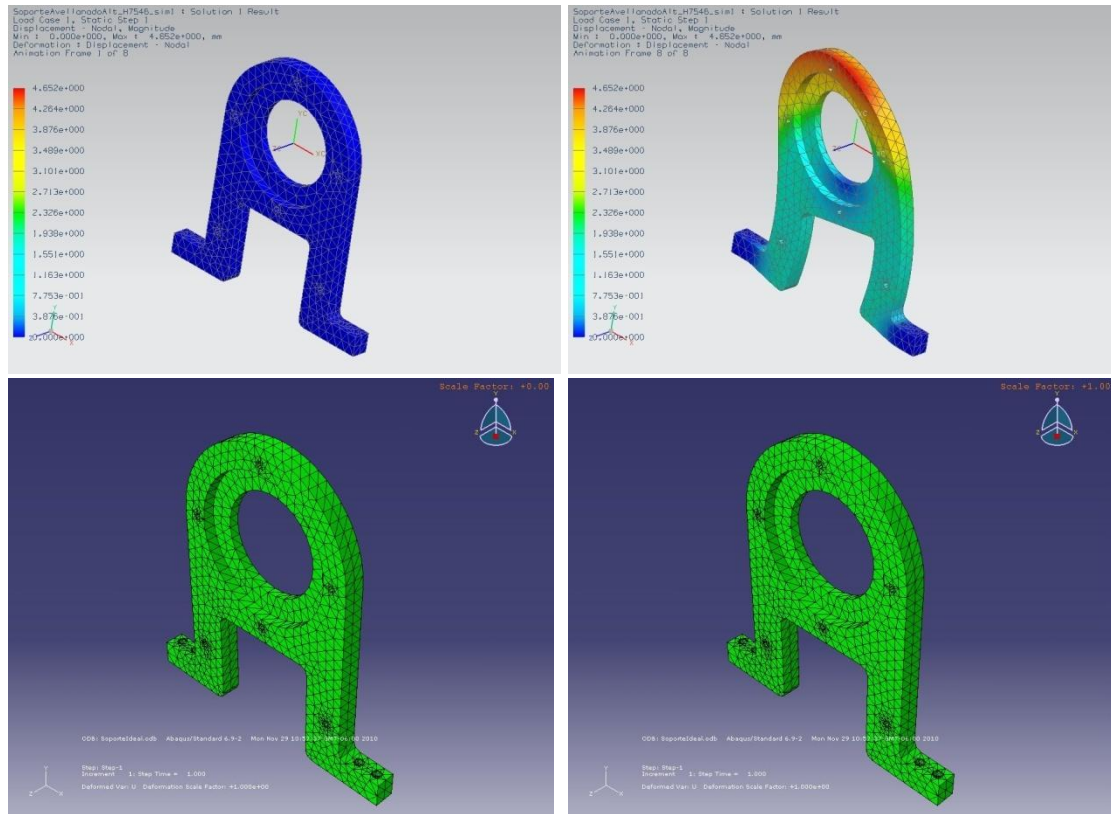


Figura 4. 7. Deformación del soporte B en NX arriba y en Abaqus abajo.

Para este análisis se utilizó un mallado de tipo tetra 10 con una separación de 3.4 mm entre cada nodo, para tener un conjunto de 950 nodos. Se utilizaron los valores del acero rolado en caliente 1060 [Matweb, 2010], con un módulo de elasticidad de 200 GPa, resistencia a la cedencia de 370 MPa, resistencia última de 660 MPa y módulo de Poisson de 0.33. El factor de seguridad utilizado es de 2. Las estrellas pudieron mantener su sujeción al sistema y sin deformaciones de acuerdo al análisis por elemento finito, calculando para un giro (movimiento y frenado) rápido. Estas pruebas se hicieron para asegurar que se mantendrá funcionando el sistema por  $10^6$  ciclos de trabajo sin presentar problemas.

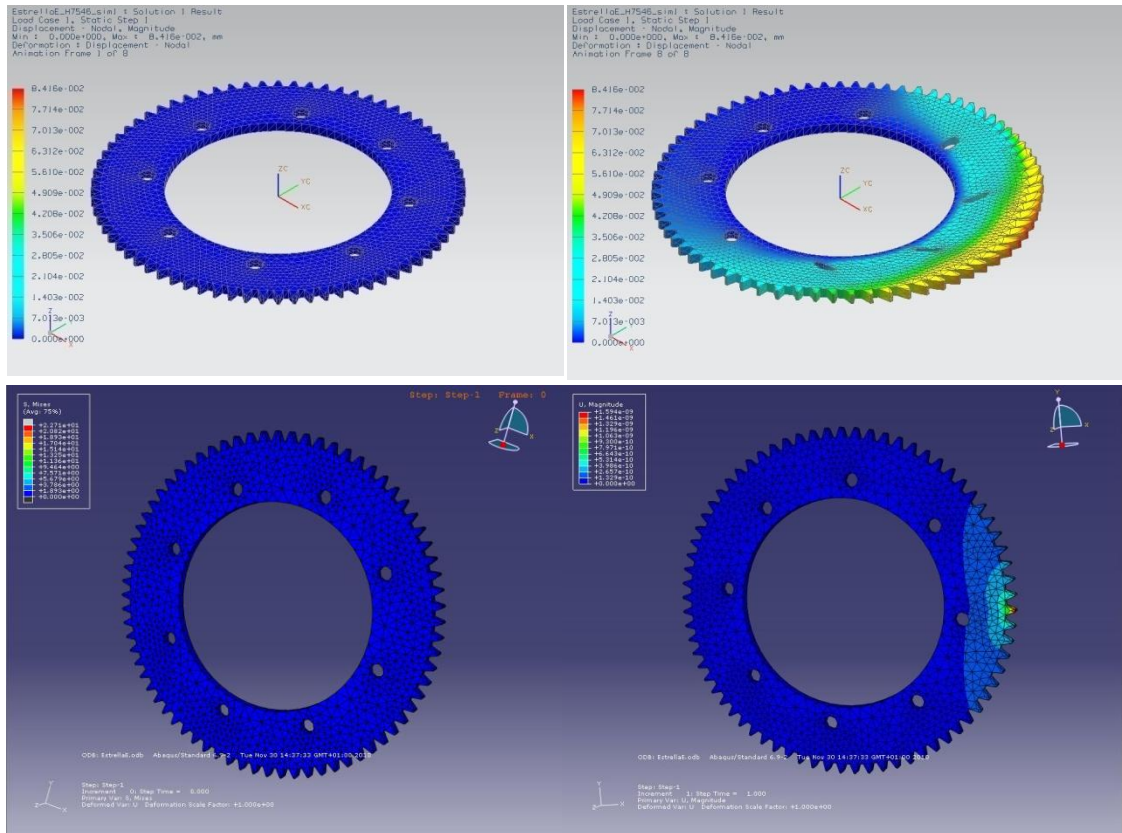


Figura 4. 8. Deformación de la estrella del eje en NX arriba y en Abaqus abajo

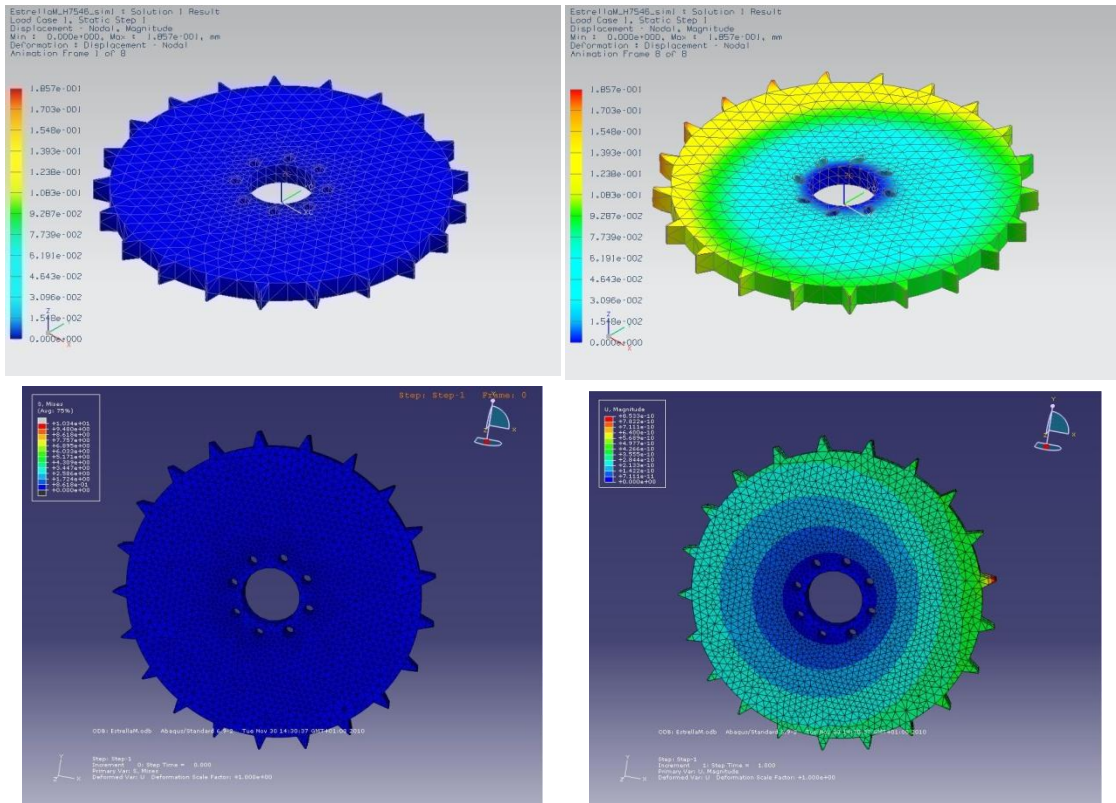


Figura 4. 9. Deformación de la estrella del servomotor en NX arriba y en Abaqus abajo.

### 4.3 Simulación del sistema de control

El sistema de control del servomotor se simuló en Proteus [Labcenter, 2011] para asegurar que las instrucciones enviadas y el paquete de datos recibidos del servomotor tuvieran la forma correcta. El sistema se analizó por secciones, por medio de terminales virtuales que tiene Proteus, la simulación mostró que el microcontrolador funciona de acuerdo a lo esperado.

Los datos desplegados en la computadora son diferentes a los que se envían al servomotor, pues se desea saber qué información se envió sin conocer todo el código ASCII para descifrar la señal saliente, por lo que la impresión en pantalla de la computadora se hace de forma hexadecimal sin codificación, ya que algunos caracteres enviados no son imprimibles.

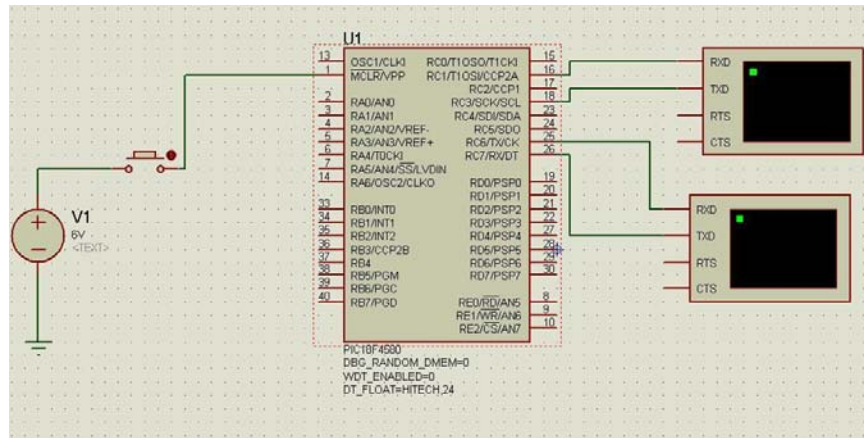
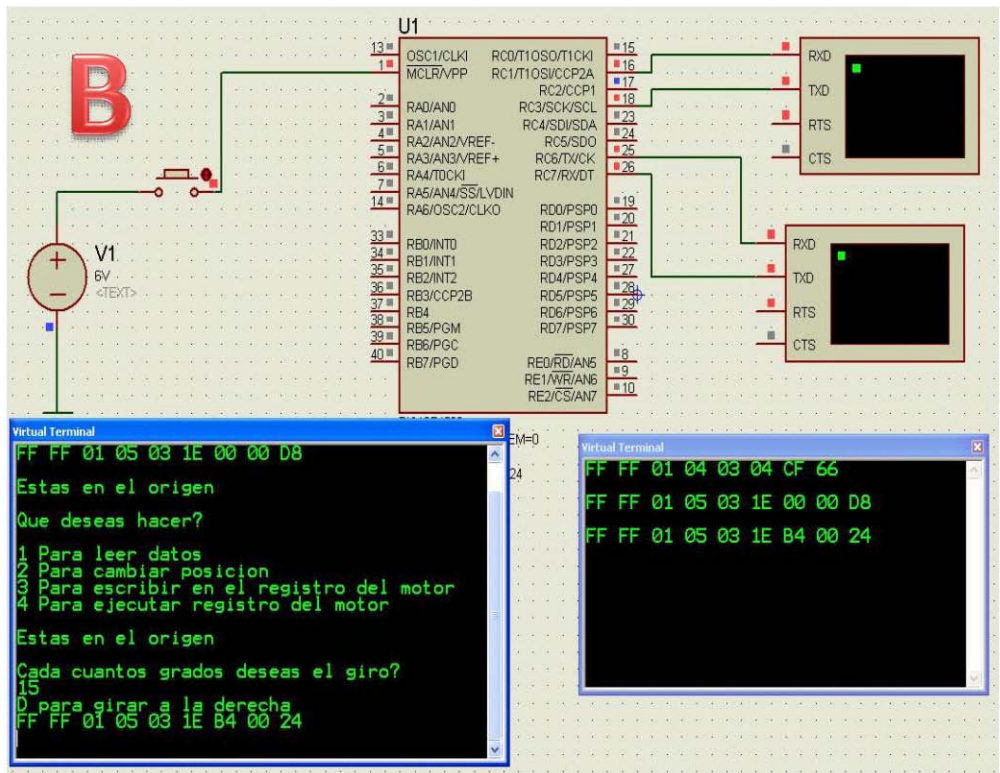
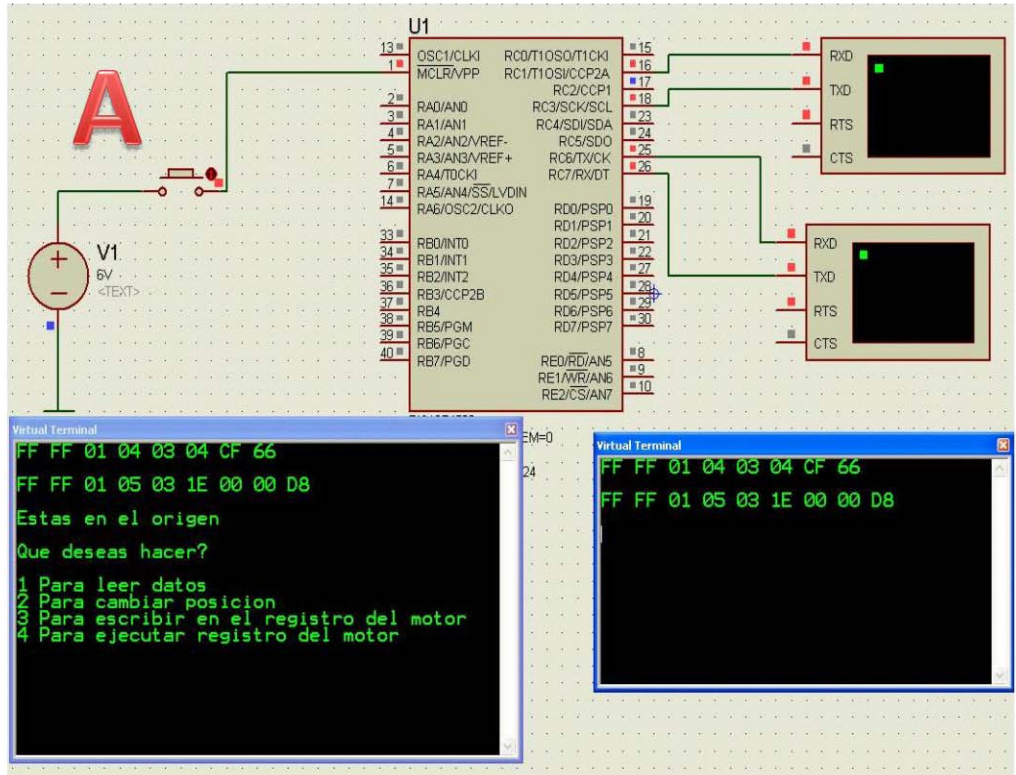


Figura 4. 10. Configuración de simulación de la comunicación del controlador con el motor y la computadora.





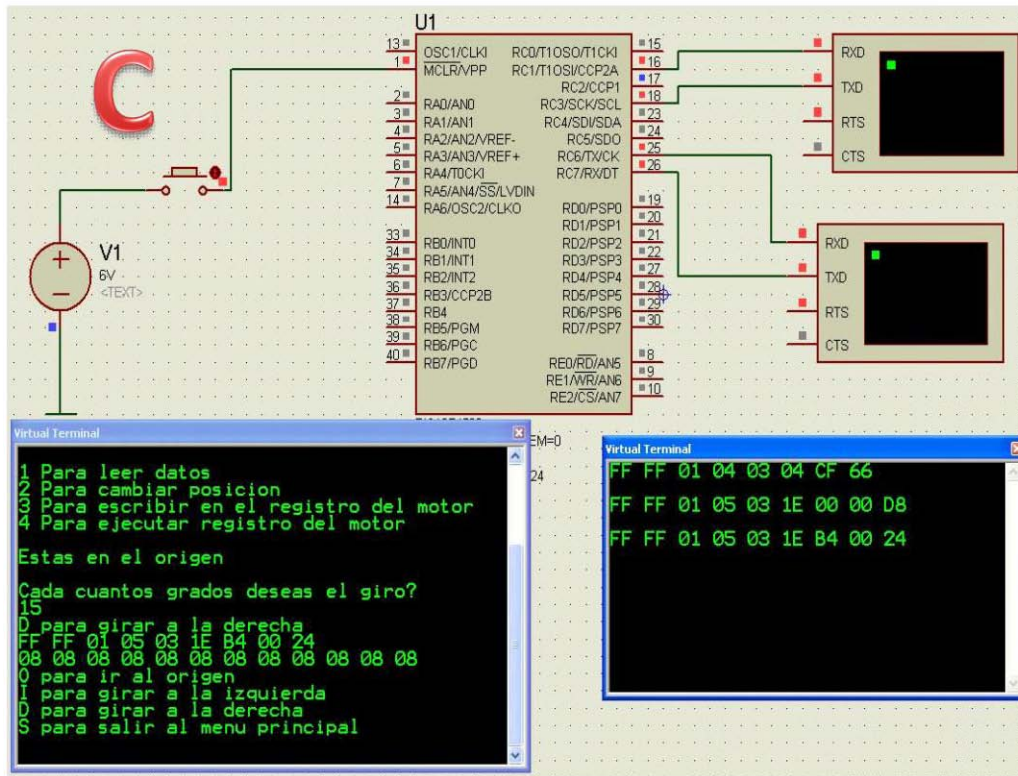


Figura 4. 11. Respuestas del motor y la computadora al controlador. A) Inicio del programa con posicionamiento automático al origen, B) Giro seleccionado cada 15° y C) Opciones después del primer giro.

#### 4.4 Resultados funcionales

Los soportes resisten el peso del equipo sin caer (si necesidad de sujeción con tornillos) mientras está estático. Se ajusta correctamente a la mesa óptica. Cada una de las piezas soporta sin mostrar deformaciones a simple vista y es de fácil montaje para un ensamble rápido y cambio de posición (si es que fuera necesario) con agilidad debido a que se puede desarmar tan rápido como se ensambla. Un inconveniente para hacer el desplazamiento del equipo ensamblado es su peso, pero debido a que no requiere herramientas especiales para cargarlo ni para sujetarlo es muy adecuado a los requerimientos del laboratorio.

El sistema de giro funciona correctamente y no requiere de mucho ajuste, exceptuando la dificultad para montar la cadena, que es reducida por el canal para ajustar el motor. La inercia rotacional del disco parecería presentar dificultades, pero el sistema de engranes

del servomotor tiene el par-motor correcto que evita giros más allá de lo especificado y hacerlo con una buena velocidad.

El giro es bastante ágil y cercano a la posición esperada (variación en bits de  $\pm 1$  que equivale a  $\pm 0.29^\circ$  en el motor y con la relación de transmisión el giro del equipo tiene una desviación de  $\pm 0.085^\circ$ ). Se probó la reproducibilidad del sistema y comparaciones entre distintos giros. Los resultados se muestran en la tabla 4.1.

Tabla 4.2 Resultados (en bits) de la reproducibilidad del sistema y comparaciones entre distintos giros. Las mediciones se hicieron cada  $2^\circ$ .

Medición								Programado	Promedio
1	2	3	4	5	6	7	8		
1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
46	46	46	47	47	47	47	47	48	47
94	95	95	96	96	95	95	95	96	95
143	143	144	143	143	142	142	142	144	143
192	192	190	192	192	192	192	192	192	192
240	240	239	239	239	239	239	239	240	239
288	288	288	286	286	287	288	287	288	287
336	336	336	334	334	335	336	334	336	335
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

La inercia parecía tener un factor importante en el resultado del movimiento, pero el motor mantiene la posición correcta del equipo. La respuesta mecánica es más rápida de lo esperado. Se probó la reproducibilidad y para la posición cero el sistema regresa a donde debe. La cadena parece tener un ligero juego, pero no implica ninguna complicación para la operación del sistema.

No se observan deformaciones del sistema en operación, parece soportar todas las cargas propias del equipo y supera las expectativas de la simulación de análisis por elemento finito. El programa de control del servomotor es estable y las instrucciones son bastante amigables, incluso para un usuario nuevo, por lo que cumple su propósito el controlador desarrollado en esta tesis.

## Conclusiones

En esta tesis se diseñó y construyó un sistema de soporte y de movimiento automatizado de un equipo de microtomografía por emisión de positrones (microPET) para animales pequeños en el Instituto de Física de la UNAM. El funcionamiento del microPET está basado en el uso de arreglos de cristales centelladores acoplados a tubos fotomultiplicadores sensibles a la posición. El principio de funcionamiento del microPET requirió que los detectores (8 en total) se colocaran en una geometría en forma de anillo, alrededor de un túnel a lo largo del cual se coloca al sujeto bajo estudio. Para recolectar suficientes datos durante la adquisición, fue necesario girar el conjunto de detectores alrededor del sujeto de 0 a 45° en una manera precisa y reproducible. Debido a que la resolución espacial esperada del microPET es de  $\sim 1$  mm, la precisión en la rotación del sistema tuvo que ser de  $\pm 0.085^\circ$ .

Se diseñaron carcasas de nylamid negro y aluminio en donde están instalados los detectores. Estas carcasas permiten instalar fácilmente los detectores, protegiéndolos de la luz y permitiendo la variación del radio del anillo en donde van colocados.

El sistema de rotación se basó en el uso de un balero de bolas con coeficiente de fricción bajo soportado en una base fija a la mesa y en conjunto forman la chumacera.

La transmisión es por cadena y fue diseñada para aumentar el par de giro y reducir la velocidad, mejorando la resolución de giro.

Los cálculos de esfuerzos y deformaciones se realizaron bajo consideraciones estáticas y dinámicas, además de considerar cargas cíclicas y pensando tener un periodo de operación prolongado con poca necesidad de mantenimiento. Se buscó reducir el número de componentes del sistema y optimizar el funcionamiento. Por lo anterior, se requirió hacer análisis por elemento finito, eligiendo el sistema Nastran para dicho propósito, para optimizar el diseño de los componentes y los resultados fueron satisfactorios, con deformaciones del orden de milésimas de milímetro.

Se corroboró que la simulación de los componentes electrónicos y el programa funcionan muy similares a lo que se recibe en la comunicación en tiempo real entre la computadora y el servomotor, para simular posibles modificaciones en caso de ser necesarias antes de construir un prototipo.

Los resultados de las pruebas del servomotor fueron satisfactorios y dan altas expectativas sobre el desempeño del equipo durante su periodo operativo. En caso de requerir mayor precisión para el giro se puede reemplazar el servomotor por uno con mayor resolución, pero requeriría modificaciones al programa de control en Matlab. Las pruebas del

servomotor se realizaron con máxima carga a máxima velocidad (85 rpm), pero operativamente se tendrá funcionando con velocidad reducida (15-25 rpm).

La documentación del equipo comprado fue insuficiente para la reproducibilidad completa de un equipo independiente, por lo que se tuvieron que realizar pruebas del desempeño mecánico y eléctrico.

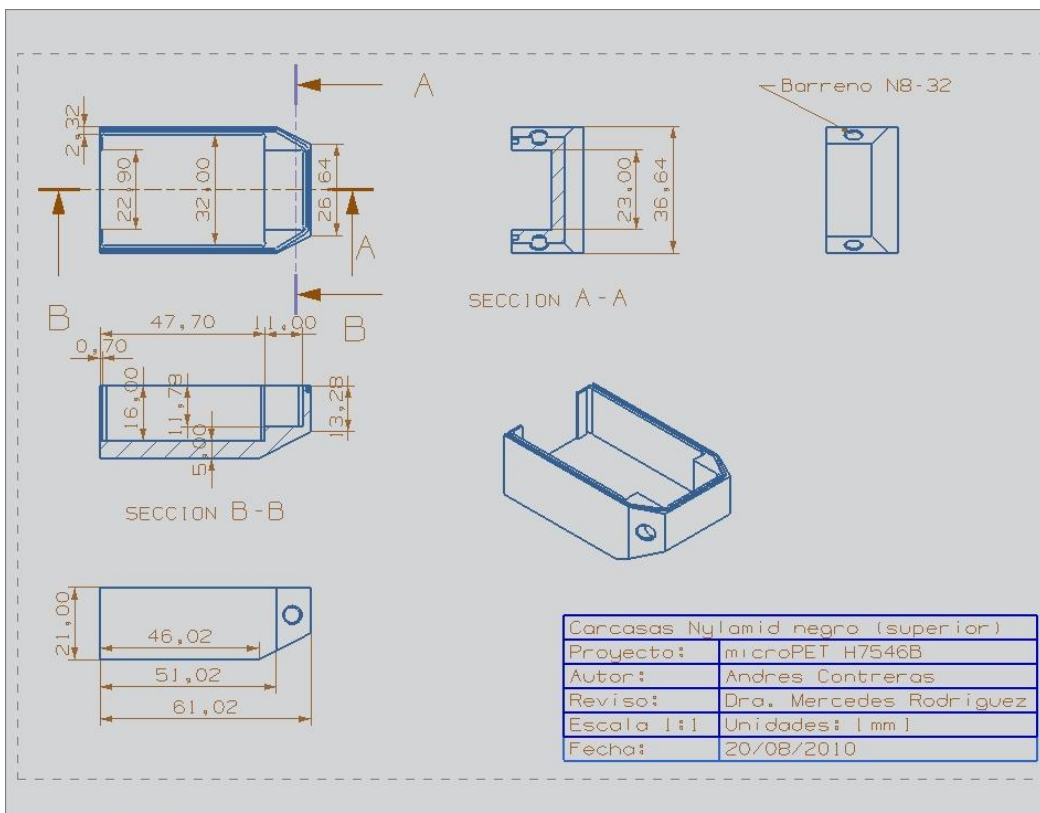
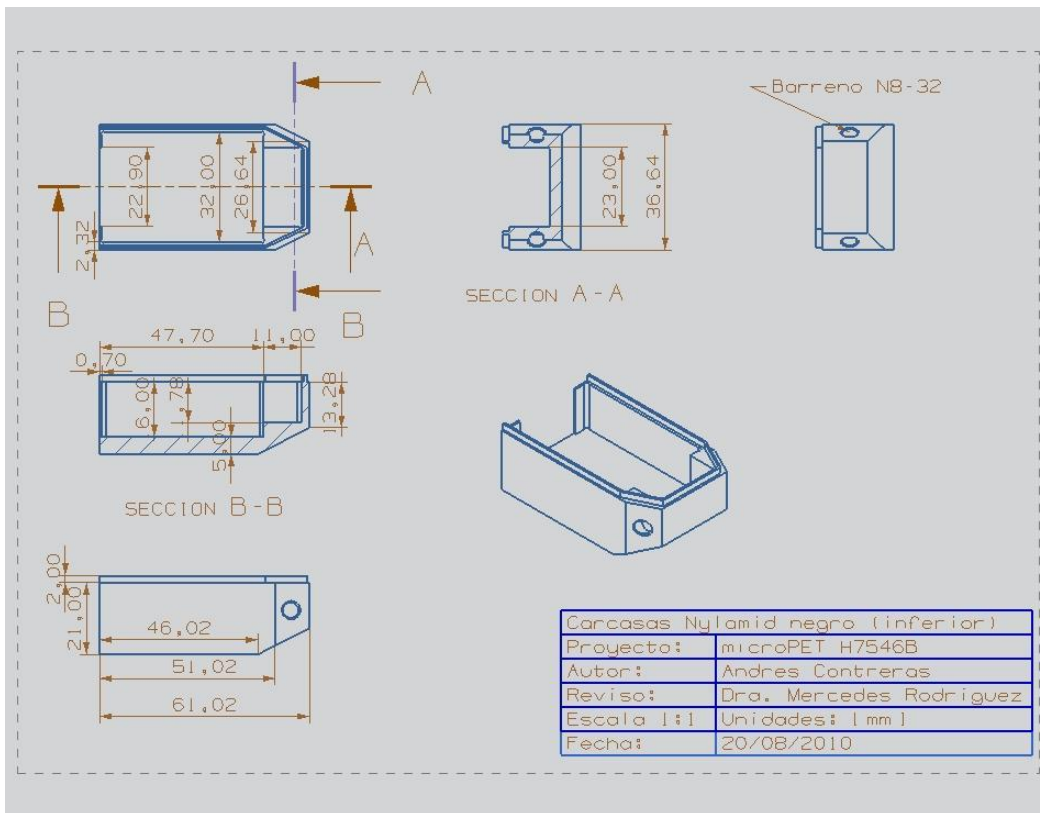
Se hicieron pruebas secuenciales: transmisión, giro libre y anclaje o sujeción; lo anterior ayudó a verificar que cada módulo de operación del equipo sea funcional. Se hizo también una prueba final al tener todos los módulos terminados para evaluar el desempeño del ensamble.

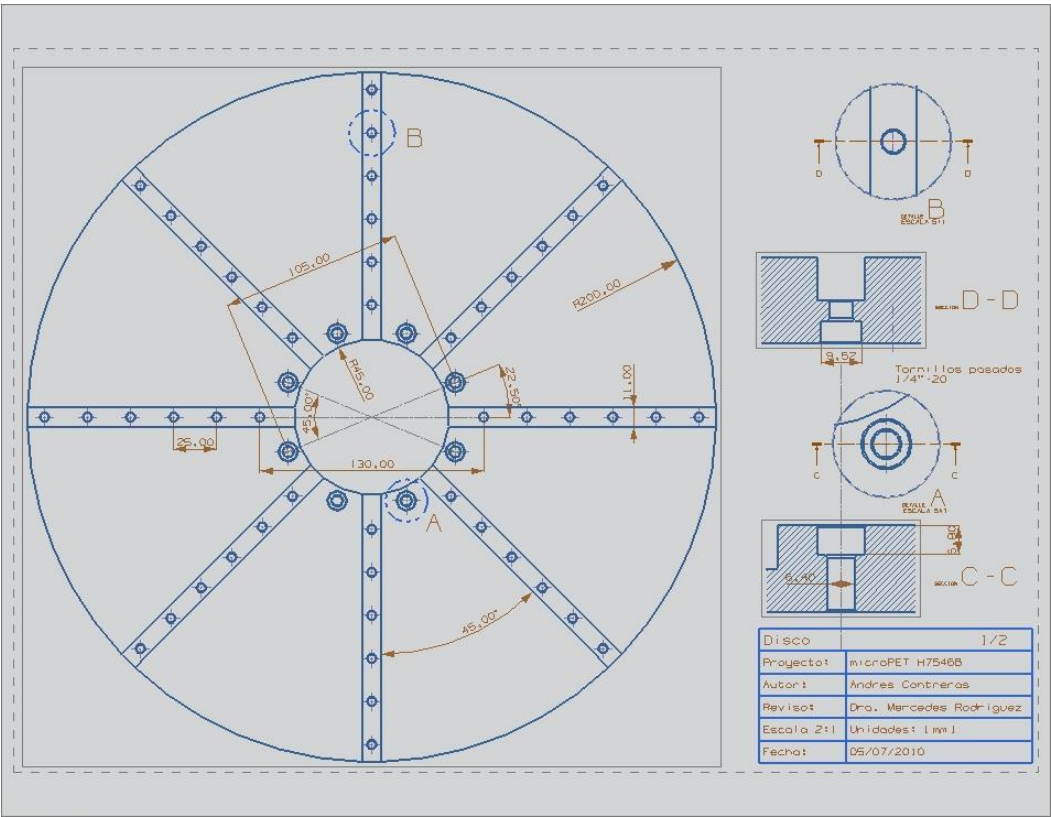
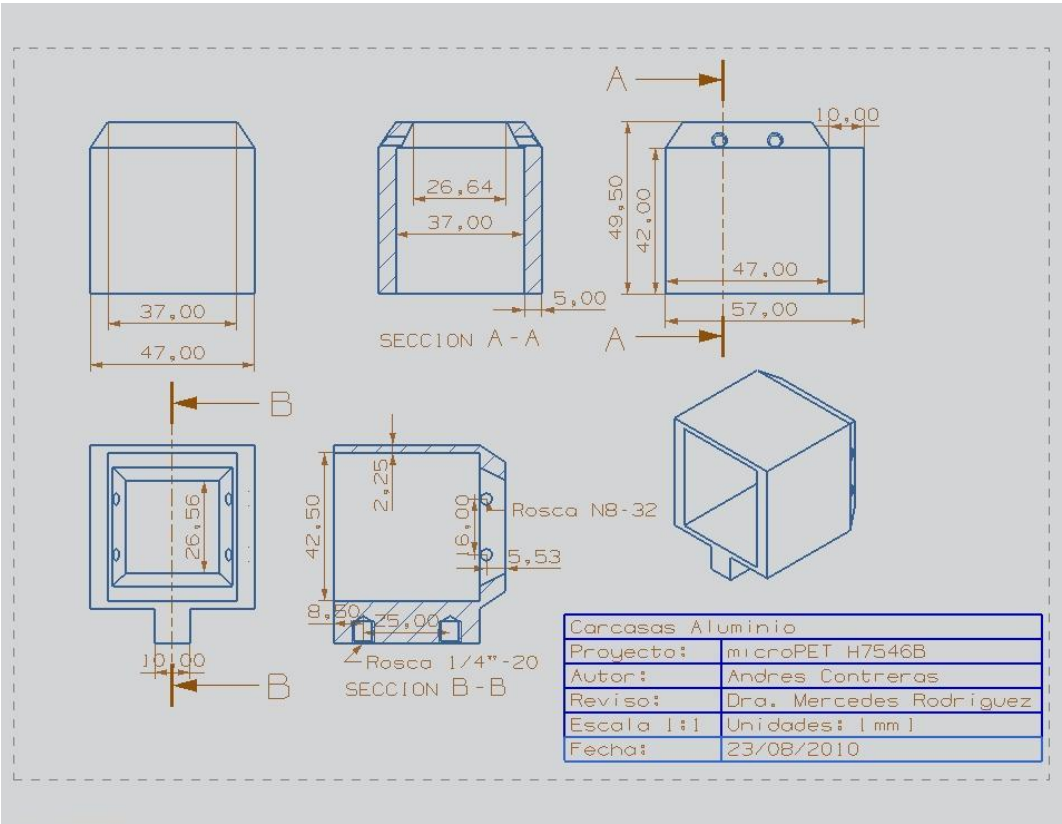
El equipo resiste mecánicamente sin deformaciones evidentes, cumpliendo con las expectativas de inicio y por ello permitirá un uso continuo en estudios de animales pequeños para seguir aumentando el conocimiento en esta área de estudio.

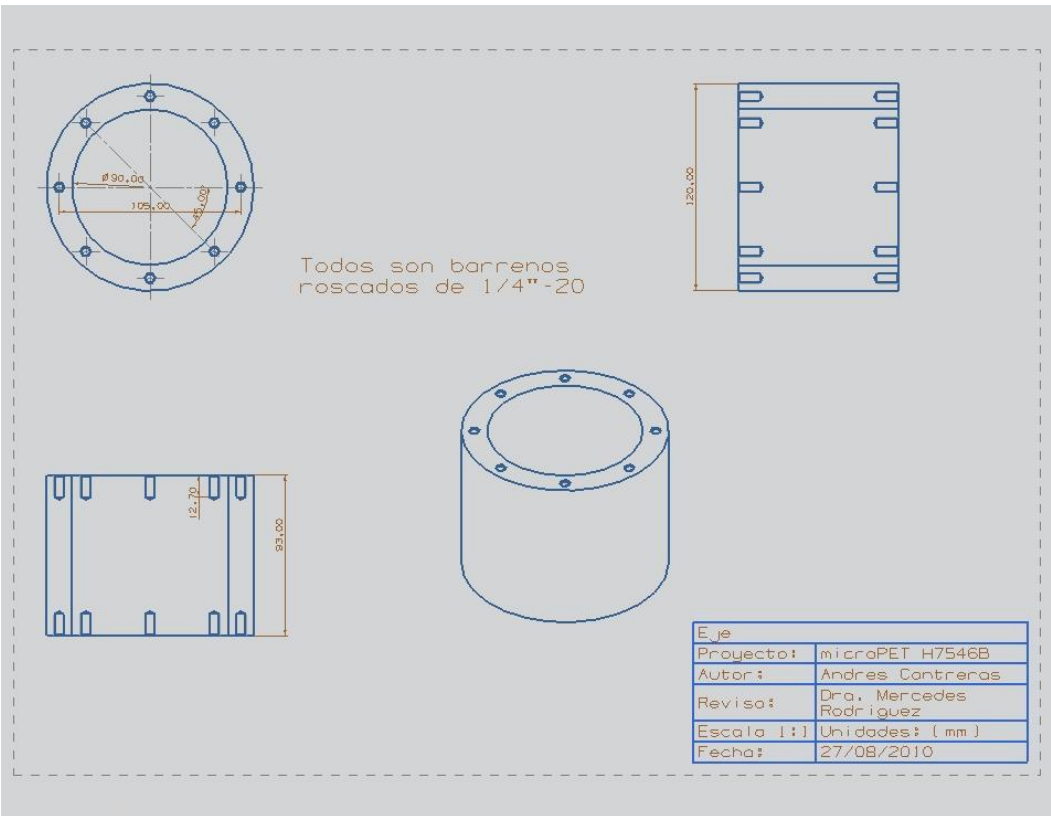
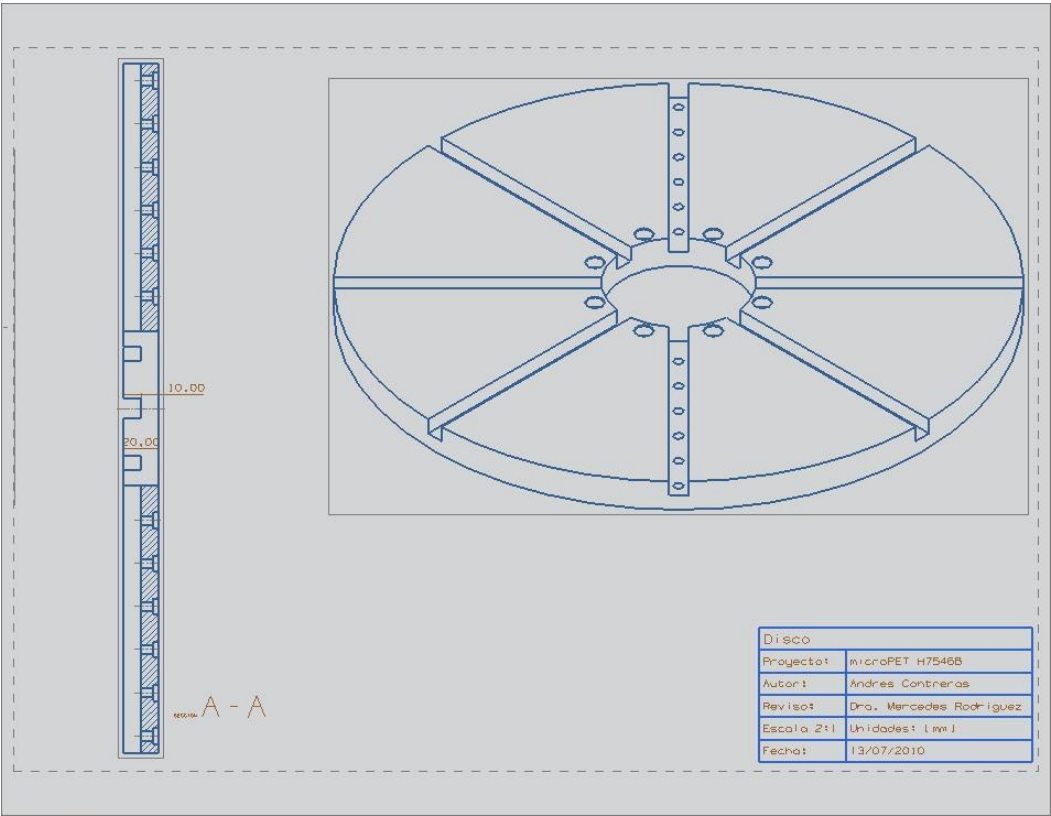
El desarrollo de la camilla con movimiento ajustado desde la computadora ayudaría a realizar de una forma más autónoma y precisa el estudio del sujeto.

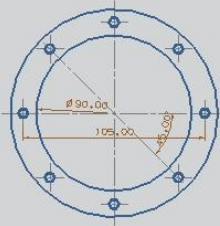
Un sistema como el diseñado en esta tesis puede ser modificado para incorporar también un equipo de microtomografía computarizada (microCT) cuyo funcionamiento se basa en el uso de un tubo de rayos X y un detector digital. Aunque el principio de adquisición de datos es similar a un estudio microPET (registro de imágenes alrededor del sujeto bajo estudio), el diseño de un soporte para microCT debería tomar en consideración que los pesos de sus componentes son considerables y que la precisión en la rotación del sistema debe de ser mucho más alta debido a que las resoluciones espaciales en microCT son entre 50 y 100  $\mu\text{m}$ , también tomar en cuenta la distancia fuente-detector. El uso de un sistema híbrido microPET/microCT tendría la ventaja de que podría fusionar la información metabólica del microPET con la información anatómica del microCT.

## A.1: Planos de los componentes del equipo

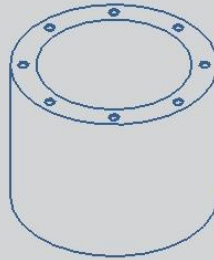
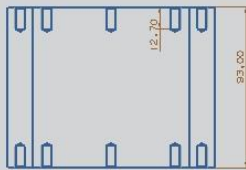
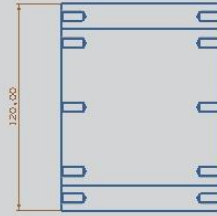




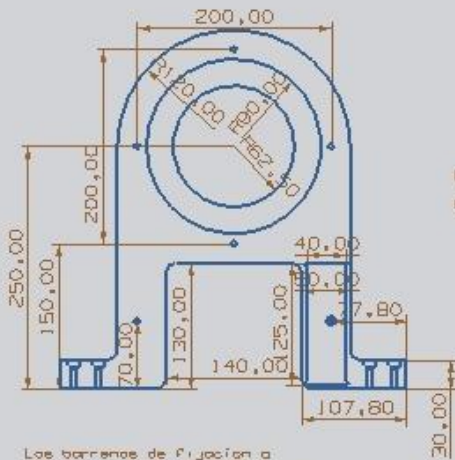




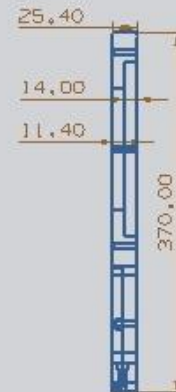
Todos son barrenos roscados de 1/4"-20



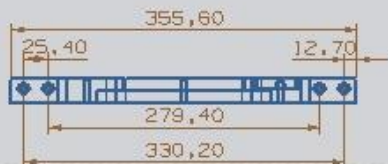
Eje	
Proyecto:	microPET H7546B
Autor:	Andres Contreras
Revisa:	Dra. Mercedes Rodriguez
Escala 1:1	Unidades: [mm]
Fecha:	27/08/2010



Reseg 1/4"-20 para los 6 orificios que pasan al soporte en la region central

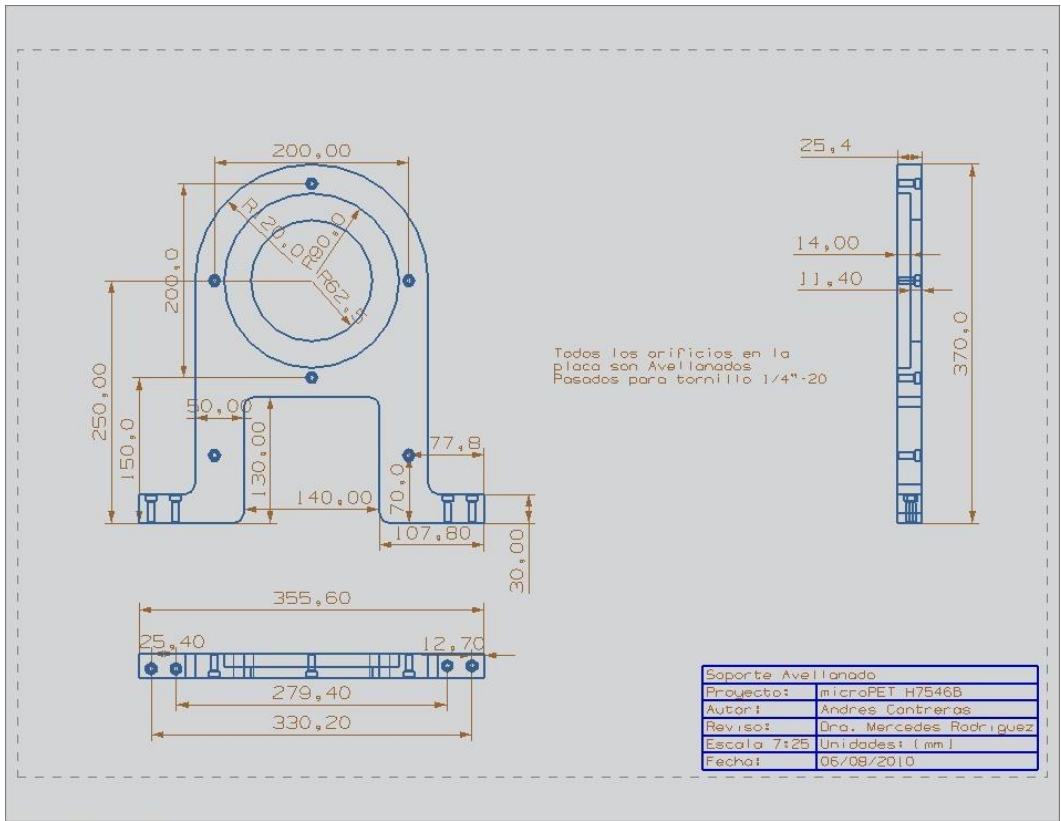
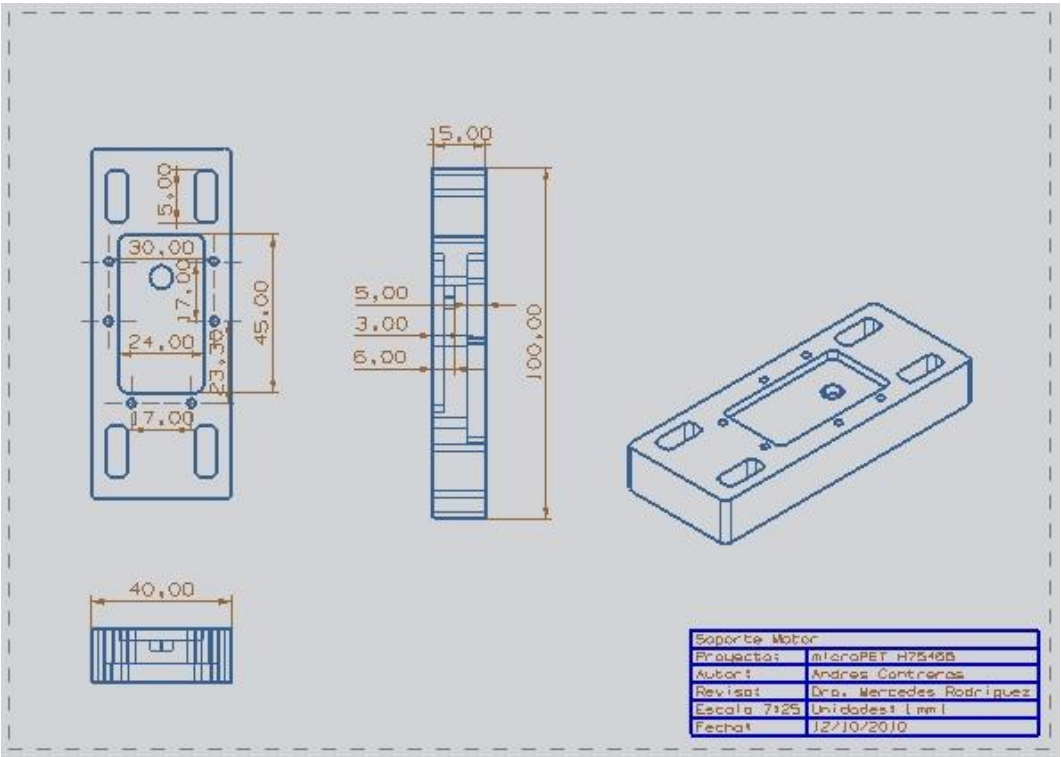


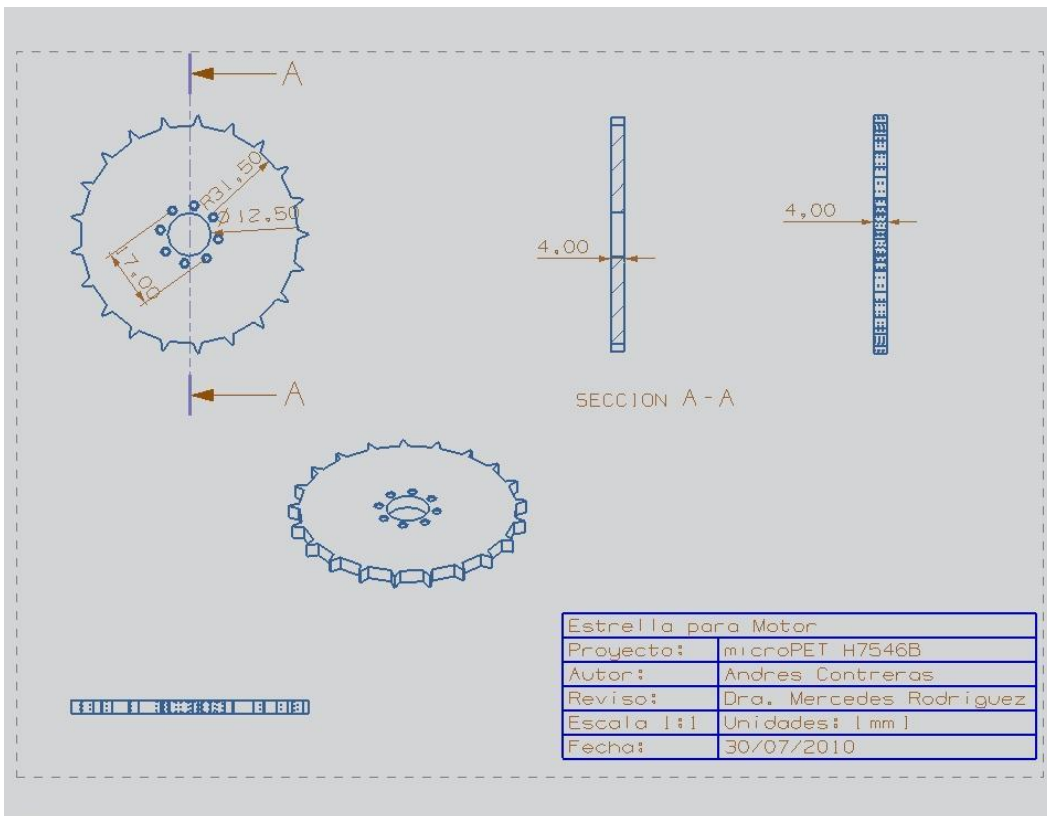
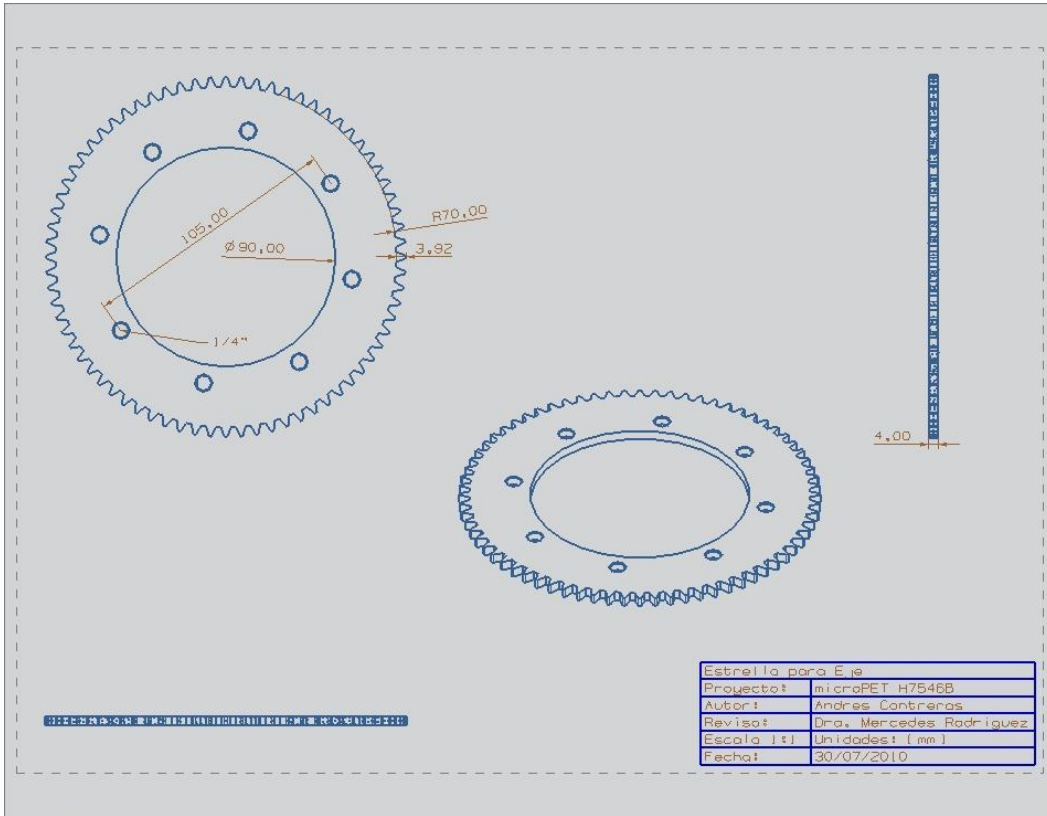
Los barrenos de fijacion a la mesa son pasados con cabeza para tornillos de 1/4"-20



Soporte	
Proyecto:	microPET H7546B
Autor:	Andres Contreras
Revisa:	Dra. Mercedes Rodriguez
Escala 1:25	Unidades: [mm]
Fecha:	06/08/2010







## A.2: Tabla de deformaciones

Pieza	Esfuerzo mínimo [mm]		Esfuerzo máximo [mm]	
	NX	Abaqus	Nx	Abaqus
Carcasa de nylamid SL (superior)	0	0	$5.549 \times 10^{-9}$	0
Carcasa de nylamid SL (inferior)	0	0	$5.747 \times 10^{-9}$	0
Carcasa de aluminio	0	0	$1.219 \times 10^{-9}$	0
Disco	0	0	$35.49 \times 10^{-6}$	0
Eje	0	0	$730.7 \times 10^{-9}$	0
Soporte A	0	0	4.502	0
Soporte B	0	0	4.652	0
Sprocket de 72 dientes	0	0	$84.16 \times 10^{-3}$	$1.594 \times 10^{-9}$
Sprocket de 21 dientes	0	0	$185.7 \times 10^{-3}$	$853.3 \times 10^{-12}$

## Referencias

- Abaqus. Consultada en 2010. Página web disponible en: [http://www.simulia.com/products/abaqus\\_fea.html](http://www.simulia.com/products/abaqus_fea.html)
- Alva Sánchez H. Diseño, construcción y estudio del desempeño de un tomógrafo por emisión de positrones para animales pequeños. Tesis de Doctorado en Ciencias (Física). Posgrado en Ciencias Físicas, UNAM, 2009.
- Alva-Sánchez H., Murrieta T., Moreno Barbosa E, Brandan M. E., Ruiz-Trejo C., Martínez-Dávalos A., Rodríguez-Villafuerte M., A small animal system base don LYSO cristal arrays, PS-PMTs and a PCI DAQ board, IEEE Trnas. Nucl. Sci. 57-1 (2010a) 85-93.
- Alva-Sánchez H., Murrieta T., Ruiz-Trejo C., Brandan M. E., Martínez-Dávalos A., Rodríguez-Villafuerte M., Prototipo de microtomógrafo por emisión de positrones. Resolución espacial y estudios metabólicos, Rev. Mex. Fis 56 (2010b) 175-182.
- Álvarez Peralta, E. L., Sistema de control, adquisición y análisis de datos para un equipo microPET. Tesis de licenciatura en Física, Facultad de Ciencias, UNAM. 2011.
- Brown B. H., Smallwood R.H., Barber D. C., Lawford P. V., Hose D.R. Medical Physics and Biomedical Engineering. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia. 1999.
- Bushberg J. T., Seiber J. A., Leidholdt E. M., Boone J. M. The Essential Physics on Medical Imaging. 2ª edición, Lippincott Williams & Wilkins. 2002.
- Cherry S. R., Sorenson J. A, Phelps M. E.. Physics in Nuclear Medicine. 3ª edición. Saunders. 2003.
- Faires V. M. Diseño de Elementos de Máquinas. 5ª edición. Montaner y Simón. 1977.
- Galván de la Cruz O. O. Diseño y evaluación del desempeño de un microtomógrafo de rayos X. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). Posgrado en Ciencias Físicas, UNAM, 2008.
- Hamamatsu H7546B. Consultada en 2011. Página web disponible en: [http://sales.hamamatsu.com/assets/pdf/parts\\_H/H7546B.pdf](http://sales.hamamatsu.com/assets/pdf/parts_H/H7546B.pdf)
- Hamamatsu H8500. Consultada en 2011. Página web disponible en: [http://jp.hamamatsu.com/resources/products/etd/pdf/H8500C\\_H8500D\\_TPMH130\\_8E01.pdf](http://jp.hamamatsu.com/resources/products/etd/pdf/H8500C_H8500D_TPMH130_8E01.pdf)
- Hibbeler R. C. Mecánica Vectorial para Ingenieros: Dinámica. 10ª edición. Pearson Educación. 2004.

Iberisa. Consultada en 2010. Página web disponible en: <http://www.iberisa.com/productos/nxnastran.htm>

Labcenter. Consultada en 2011. Página web disponible en: <http://www.labcenter.com/index.cfm>

Matweb. Consultada en 2010. Página web disponible en: <http://www.matweb.com/>

MedicalSiemens Biograph™ TruePoint™ PET•CT. Consultada en 2010a. Página web disponible en: <http://www.medical.siemens.com/>

MedicalSiemens Inveon dedicated PET. Consultada en 2010b. Página web disponible en: <http://www.medical.siemens.com/>

Mott R. L. Diseño de Elementos de Máquinas. 4ª edición. Pearson. 2006.

Murrieta-Rodríguez T., Sistema de control para ocho fuentes de alto voltaje del microPET HR8 del IFUNAM, Reporte Interno FE054, Instituto de Física, UNAM.2010.

Murrieta-Rodríguez T., Alva Sánchez H., Nava D., Martínez Dávalos A., Rodríguez Villafuerte M., Preliminary assessment of a new data acquisition system for the microPET at IFUNAM, AIP Conference Proceedings 1310 (2010) 114-117.

Nylamid. Consultada en 2010. Página web disponible en: <http://www.nylamid.com.mx/>

Norton R. L. Machine Design: An Integrated Approach. 3ª edición. Person Education. 2006.

NX. Consultada en 2011. Página web disponible en: [http://www.plm.automation.siemens.com/en\\_us/products/nx/](http://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/nx/)

Proteus Inc. Consultada en 2010. Página web disponible en: <http://www.apace-science.com/proteus/lyso.htm>

Robotis. Consultada en 2011. Página web disponible en: <http://www.robotis.com/xe/>

Shigley J. E., Mischke Ch. R., Budynas G.R. Mechanical Engineering Design. 7ª edición. Editorial McGraw Hill. 2004.

Springerlink. Consultada en 2010. Página web disponible en: <http://www.springerlink.com/content/v3261521036x7142/>

Wikipedia. Consultada en 2010. Página web disponible en: [http://es.wikipedia.org/wiki/An%C3%A1lisis\\_de\\_elementos\\_finitos](http://es.wikipedia.org/wiki/An%C3%A1lisis_de_elementos_finitos)