

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



**“DISEÑO DE UN SISTEMA DE ESTIMULACIÓN MAGNÉTICA PERIFÉRICA
PARA LA REHABILITACIÓN MUSCULAR DE PACIENTES PEDIÁTRICOS
QUEMADOS”**

TESIS

PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN BIOINGENIERÍA MÉDICA

PRESENTA:

P.L.B.M FERNANDO JAVIER PEÑA ROMUALDO

DIRECTORES DE TESIS:

DR. RIGOBERTO MARTÍNEZ MÉNDEZ

L.T.F. NEFTALY MARÍN

REVISORES DE TESIS:

DRA. ANA LAURA GUADARRAMA LÓPEZ

MTO. OSWALDO DÍAZ RODEA

DR. RIGOBERTO MARTÍNEZ MÉNDEZ

TOLUCA, MÉXICO

AGOSTO, 2021

Índice

Resumen	4
Introducción	5
Planteamiento del problema	7
Pregunta de investigación	8
Justificación	9
Meta de ingeniería	10
Objetivos.....	10
Objetivo General	10
Objetivos Particulares	10
Capítulo 1. Marco teórico.....	11
1.1 Quemaduras	11
1.1.1 Clasificación de las quemaduras.....	11
1.1.2 Respuesta fisiopatológica del paciente quemado.....	13
1.2. Quemaduras en pacientes pediátricos	15
1.2.1 Niño Gran Quemado	16
1.3 Tratamiento de pacientes pediátricos quemados.....	16
1.3.1 Tratamiento inicial.....	17
1.3.2 Tratamiento quirúrgico	17
1.3.3 Tratamiento nutricional.....	17
1.3.4. Tratamiento farmacológico.....	18
1.4. Rehabilitación física de los pacientes pediátricos	18
1.4.1 Principio de la contracción muscular	18
1.4.2 Ejercicios terapéuticos para la rehabilitación muscular	19
1.4.3 Dolor en la rehabilitación muscular	20
Capítulo 2. Estado del arte.....	21
2.1 Principios de estimulación magnética	21
2.1.1 Estimulador magnético.....	22
2.1.2 Bobina de estimulación	22
2.2 EMP (Estimulación magnética periférica)	23
2.2.1 EMP (Estimulación magnética periférica) a través del uso de imanes permanentes.....	24
Capítulo 3. Desarrollo del sistema	30
3.1 Selección de materiales	30
3.2 Selección de dimensiones	31
3.3 Cálculo del estrés mecánico.....	34
3.4 Cálculo del campo magnético generado.....	43
3.5 Cálculo de la pérdida de potencia	45

3.6 Profundidad de penetración.....	46
3.7 Diseño de bobinas.....	47
Capítulo 4. Simulación del sistema	54
4.1 simulación mecánica	54
4.2 Simulación magnética	57
Capítulo 5. Modelado del sistema en SolidWorks	61
5.1. Rotor	61
5.2 Estator.....	61
5.3. Rodamiento.....	62
5.4 Bobinas	63
Capítulo 6. Integración del sistema	64
6.1 Modelo de integración 1	64
6.2 Modelo de integración 2	67
Conclusiones	71
Referencias	72
Apéndice 1. Medidas del sistema de RAVIP	78
Apéndice 2. Códigos de Matlab	83
Código para obtener la Gráfica 1.....	83
Código para obtener la Gráfica 2.....	83
Código para obtener la Gráfica 3, Gráfica 4, Gráfica 5, Gráfica 6, Gráfica 8 y Gráfica 9.....	83
Código para obtener la Gráfica 10.....	85
Código para obtener la Gráfica 7, Gráfica 11 y Gráfica 12.	86
Código para obtener la Gráfica 13.....	88

Resumen

Las quemaduras representan un problema de salud pública que de no atenderse a tiempo y de manera adecuada pueden generar secuelas no deseadas en los pacientes.

Los infantes son más vulnerables a sufrir este tipo de lesiones. Aquellos quienes son clasificados como *grandes quemados* reciben un tratamiento quirúrgico, nutricional, farmacológico, y físico; los cuales pretenden mantener valores fisiológicos normales en el infante. Mantener la masa muscular es uno de los principales objetivos de la terapia física que beneficia al paciente acelerando los procesos de recuperación y haciendo menos prolongada su estancia hospitalaria.

La terapia física representa un reto para los terapeutas debido al dolor, poca movilidad e incomodidad que presentan los pacientes por la naturaleza de las heridas. Actualmente se han implementado innovadoras tecnologías en la rehabilitación física muscular. Se trata de equipos de estimulación magnética periférica que generan contracciones musculares sin tocar al paciente, y de esta manera mantienen el tono muscular y evitan la atrofia de este, no obstante, su tamaño y principalmente su costo limitan su uso.

En este trabajo se plantea el diseño de un dispositivo de estimulación magnética periférica basado en la rotación a alta velocidad de imanes permanentes cuadrupolares, el dispositivo será modelado y simulado en software, y de este modo se podrán establecer los requerimientos necesarios para su posterior construcción física. Se pretende reducir el costo del dispositivo hasta en un 5% del costo aproximado de uno comercial (de 200,000 MXN a 10,000 MXN), reducir el tamaño (15x15x10 cm aproximadamente) y reducir el consumo de energía (de 1-10 kW a 25 W). El objetivo principal es establecer el diseño de un dispositivo de estimulación magnética periférica para su uso en pacientes pediátricos quemados.

Palabras clave: Estimulación magnética periférica, gran quemado, rehabilitación muscular, imanes permanentes.

Introducción

Los dispositivos de estimulación magnética activan los nervios de manera no invasiva empleando un flujo magnético variable en el tiempo, el cual penetra el cuerpo para generar un campo eléctrico y producir una contracción muscular (1).

A diferencia de la estimulación eléctrica, la estimulación magnética evita las sensaciones dolorosas, además de proporcionar un estímulo en grado suficiente para lograr la activación máxima, el cual se obtiene al producir el estímulo a un nivel profundo, evitando así la sensación incomoda o de dolor en la piel (2).

Los sistemas de estimulación magnética actuales son muy costosos (exceden los 200,000 MXN), necesitan alta potencia (del orden de kW), y son grandes (generalmente necesitan una torre para desplazarse), además, la alta potencia genera un calentamiento en el equipo (1).

Esta tecnología podría ser reemplazada por generadores magnéticos basados en la topología de IP (imanes permanentes), que son cada vez más demandados por su uso en MIP (motores de imanes permanentes) en movimiento, estos IP pueden proporcionar un campo magnético que varía en el tiempo sin calentamiento (1). La ventaja principal de los MIP radica en su alta eficiencia, lo que contribuye a reducir su tamaño e incrementar su potencia a la misma vez (3). Estos motores generalmente alcanzan una velocidad mayor a las 30,000 rpm (revoluciones por minuto), incluso, algunos rebasan las 100,000 rpm, por ello, son considerados de MAV (muy alta velocidad) (4).

En un motor de MAV, los materiales de cada componente son expuestos a sus límites térmicos y mecánicos. Sumado a ello, un alto estrés mecánico se presenta en el rotor debido a la alta velocidad de rotación, (5).

Existe una nueva técnica nombrada RAVIP (rotación de alta velocidad de imanes permanentes), la cual activa magnéticamente nervios y músculos. Se trata de un dispositivo que se parece a un motor, pero que no tiene salida mecánica (1).

La configuración RAVIP produce un campo electromagnético alterno que se mantiene y requiere de baja energía (del orden de Watts), en contraste con la estimulación magnética convencional, en la cual la corriente de la bobina se limita a los pulsos y que consume energía del orden de kW (1). Los IP (imanes permanentes) proporcionan la totalidad del flujo magnético en los dispositivos en los que se utilizan, y los imanes de NdFeB (boro de neodimio y hierro de alta resistencia) son los preferidos principalmente por sus propiedades magnéticas (que son superiores a las de la mayoría de los imanes permanentes), su bajo costo y su resistencia a la corrosión (6).

Watterson y Nicholson 2016 (1), desarrollaron el dispositivo de configuración bipolar, el cual comprende dos imanes cilíndricos diametralmente magnetizados colocados adyacentes entre sí con direcciones de magnetización opuestas. La rotación de la configuración del imán produce un campo electromagnético alterno que se mantiene, en contraste con la estimulación magnética convencional, en la cual la corriente de la bobina se limita a los pulsos, con intervalos de tiempo mayores a cero entre los pulsos (1).

Esta configuración permite generar un campo magnético que se concentra de manera constante al tejido, hasta superar los 2 Teslas necesarios para generar contracciones en los músculos más grandes como el cuádriceps, de acuerdo con los protocolos seguidos en (2,7,8).

Los resultados reportados de estimulación de nervios *in vitro* son prometedores, de acuerdo con la velocidad de rotación que va desde 180 Hz (10,800 revoluciones por minuto) hasta 940 Hz (56,400 revoluciones por minuto) y en relación con la distancia que corresponde a 2.9 mm del dispositivo, se han logrado producir contracciones musculares que representan una excelente alternativa para su uso en pacientes pediátricos quemados como medio terapéutico para generar contracciones isométricas en zonas donde el paciente presenta dolor, incomodidad y poca o nula movilidad (1).

Planteamiento del problema

Entre algunos de los problemas o secuelas de personas que han sufrido quemaduras, está la pérdida de su masa muscular, lo cual, no favorece su recuperación y repercute en la prolongación de su estancia hospitalaria, por lo que deben recibir un tratamiento adecuado y una correcta rehabilitación para que puedan recuperar cierto porcentaje de masa muscular y los procesos de cicatrización y recuperación sean menos prolongados.

Actualmente existen diferentes métodos fisioterapéuticos que ayudan en el proceso de rehabilitación. Estos métodos, junto con tratamiento nutricional, farmacológico, y quirúrgico (de ser necesario), posibilitan una buena recuperación. No obstante, algunos tratamientos fisioterapéuticos (aquellos enfocados en mantener el tono muscular principalmente) no se pueden realizar por la poca movilidad que algunos pacientes presentan, además de la incomodidad o dolor debido a la naturaleza de las heridas.

Son pocas las opciones que se pueden implementar para lograr una buena rehabilitación muscular de estos pacientes. Una de estas opciones ha sido la *TENS* (estimulación nerviosa eléctrica transcutánea), la cual consiste en estimular eléctricamente el músculo con electrodos de superficie, desafortunadamente esta técnica presenta algunas desventajas, como el hecho de que los electrodos son incómodos, no se pueden colocar en el área afectada, no funcionan sobre la SCQ (superficie corporal quemada) y además, las corrientes generadas provocan sensaciones de calor, que principalmente en estos pacientes deben ser evitadas.

La EMP (estimulación magnética periférica) es una técnica no invasiva que evita los problemas de la técnica *TENS*, y que de igual manera es capaz de estimular los músculos e inducir contracciones musculares. La EMP por trabajar bajo el principio de generación de campos magnéticos por inducción electromagnética, es una terapia que evita el contacto directo con los pacientes, por lo tanto, disminuye el dolor, la incomodidad y las sensaciones no deseadas sobre el área afectada que presentan la mayoría de los métodos fisioterapéuticos.

Este tratamiento consiste en generar un campo magnético que al ser concentrado sobre el nervio excita a las fibras nerviosas y provoca una contracción muscular. Sin embargo, a pesar de que esta técnica es novedosa, presenta algunas desventajas, puesto que la mayoría de los *neuroestimuladores magnéticos* son equipos grandes que necesitan ser desplazados con carritos, su precio oscila entre los 200,000 MXN y utilizan demasiada potencia (kW) para lograr los resultados deseados, esto provoca que pocas personas puedan tener acceso a dicha terapia (1). La Imagen 1 muestra un ejemplo de un *neuroestimulador magnético* comercial.



Imagen 1 Neuroestimulador magnético comercial MagPro X100 (MagVenture, Dinamarca) (9).

Recientemente se ha patentado un nuevo dispositivo para estimulación magnética, el cual, a diferencia del método anterior, funciona a través de IP (imanes permanentes) en movimiento a MAV (muy alta velocidad) (10). Aunque los datos sobre el funcionamiento y resultado de este *neuroestimulador* parecen ser una opción confiable para el tratamiento de la atrofia muscular en pacientes pediátricos quemados, los resultados son preliminares y falta investigar más al respecto. En este documento se plantea analizar los parámetros propios de las modificaciones que se propondrán en este trabajo y evaluar detalladamente los datos arrojados en las simulaciones para así determinar si efectivamente podría ser viable su construcción y caracterización, para aplicar esta técnica en pacientes pediátricos quemados. Cabe mencionar que ninguno de los dispositivos de estimulación magnética ha sido propuesto ni probado para la aplicación planteada en esta tesis.

Pregunta de investigación

¿Qué características debe tener un dispositivo de EMP (estimulación magnética periférica) basado en la configuración de RAVIP (rotación de alta velocidad de imanes permanentes) para producir contracciones musculares útiles y servir como herramienta de rehabilitación física muscular en pacientes pediátricos quemados?

Justificación

La presente investigación se va a enfocar en el diseño de un dispositivo de EMP que pueda ser implementado en la rehabilitación muscular de pacientes pediátricos quemados, ya que existe una alta incidencia de infantes hospitalizados por quemaduras. Tan solo en Estados Unidos, alrededor de 30,000 a 40,000 pacientes hospitalizados cada año son menores de 15 años, con una media de 3 años (11).

Las quemaduras repercuten en el catabolismo musculoesquelético provocando debilidad muscular y una disminución de la capacidad funcional, por lo que les resulta difícil o imposible realizar algunas tareas cotidianas. Si a esto se le agrega el hecho que el reposo en cama es un factor que contribuye a la disminución de la funcionalidad muscular, la pérdida del volumen muscular es casi inevitable.

Con el diseño de este sistema de rehabilitación muscular por EMP y su posterior implementación (no es parte de este trabajo), se pretende proporcionar una herramienta a los fisioterapeutas y profesionales de la salud, que ayude a disminuir el dolor e incomodidad por el contacto físico. Este dispositivo permitirá la recuperación y el mantenimiento de la masa muscular en los pacientes quemados, enfocado principalmente en infantes, en quienes las terapias son más difíciles de realizar debido a la inquietud y mayor intolerancia al dolor propias de la edad.

Existen otras aplicaciones potenciales para el dispositivo, como su uso en pacientes con EPOC (Enfermedad pulmonar obstructiva crónica) quienes también presentan pérdida de masa muscular (8), pero cabe mencionar que dicha aplicación no es el objetivo de este proyecto.

En este trabajo se diseñará un dispositivo capaz de producir contracciones musculares, que funcione con menos energía (entre 10 a 25 Watts), que sea más pequeño (aproximadamente 15x15x10 cm) y que se pueda construir a bajo costo (10,000 MXN aproximadamente). Estas ventajas podrán hacer de la EMP una técnica más accesible en el campo clínico para su aplicación en terapia muscular de infantes *grandes quemados*.

A diferencia de la configuración bipolar desarrollada por Watterson y Nicholson 2016 (1), en este trabajo se pretende diseñar un dispositivo con configuración cuádrupolar en los IP, el cual producirá un mayor campo magnético debido a la acumulación de carga en la superficie de la región conductora y se aumentarán ligeramente las dimensiones de los imanes en comparación con dicha configuración bipolar.

Meta de ingeniería

Diseñar un dispositivo de EMP (estimulación magnética periférica) basado en la rotación de alta velocidad de imanes permanentes cuadripolares para la rehabilitación muscular de pacientes pediátricos quemados.

Objetivos

Objetivo General

Establecer un diseño de *neuroestimulador* magnético capaz de generar más de 1.5 T para lograr contracciones musculares (1).

Objetivos Particulares

- Definir los requerimientos del sistema para lograr más de 1.5 T (Magnitud necesaria para lograr estimular músculos a una distancia de 11 mm, según el estado del arte (1)).
- Seleccionar los materiales del dispositivo.
- Simular el estrés mecánico bajo el que estará expuesto el sistema con el software ANSYS.
- Obtener la energía producida por el dispositivo a través de la simulación del sistema en el software Maxwell.
- Crear un modelo 3D del sistema en el software SOLIDWORKS.
- Proponer un prototipo del dispositivo.
- Analizar los resultados obtenidos durante la simulación y cálculos matemáticos.

Capítulo 1. Marco teórico

1.1 Quemaduras

Una quemadura es una lesión producida en la piel u otro tejido orgánico causada principalmente por agentes externos como el calor, radiación, radioactividad, electricidad, fricción o el contacto con productos químicos (12).

La piel humana resiste sin dañarse temperaturas de hasta 44 °C, a partir de este umbral los daños y las repercusiones dependen de la cantidad de energía involucrada, el tiempo de acción de esta y las características de la zona afectada. Las repercusiones y daños pueden ser solo locales o sistémicos (13,14).

Las quemaduras son causa de la tercera parte de las muertes por lesiones en niños a nivel mundial y representan el 14% de las defunciones por lesión (180,000 muertes al año). Debido a la frecuencia con la que se presentan, las quemaduras han sido catalogadas como un problema de salud pública, por requerir un gasto considerable de recursos sanitarios, invertidos en personal especializado, infraestructura, insumos, entre otros (12,15,16).

1.1.1 Clasificación de las quemaduras

La clasificación inicial de las lesiones por quemadura involucra la profundidad de la quemadura, el área de SCQ (superficie corporal quemada) que es reportada en porcentaje, y la gravedad de la misma (17).

1.1.1.1 Clasificación según su extensión

La extensión de la SCQ se calcula utilizando la regla de Wallace en adultos (Imagen 2), y la regla de Lund y Browder en pacientes pediátricos (Imagen 3) o más conocidas como la *regla de los 9*, que asignan valores de nueve o múltiplos de nueve a las distintas zonas del cuerpo. Para calcular el tamaño de la quemadura en áreas pequeñas, una regla comúnmente utilizada es *la regla de la palma de la mano*, incluyendo los dedos, la cual representa 1% del área de la superficie corporal (13,18).

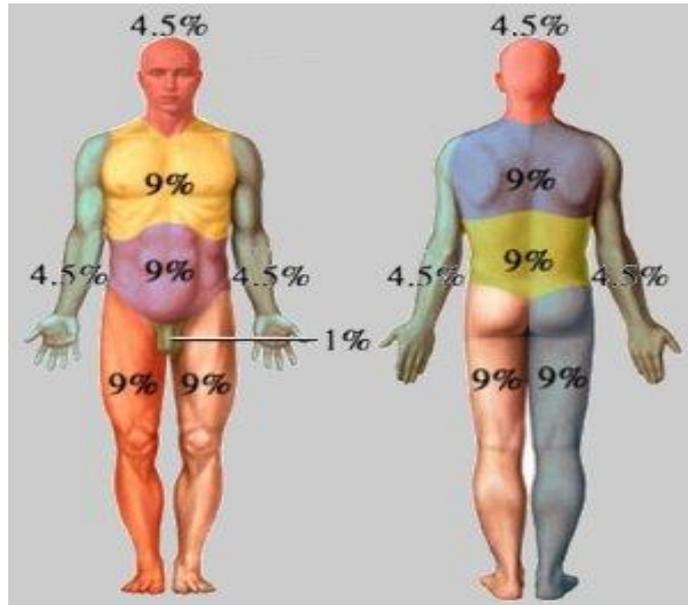


Imagen 2 Porcentaje de regiones anatómicas clasificadas de acuerdo con la regla de Wallace usada en adultos (19).

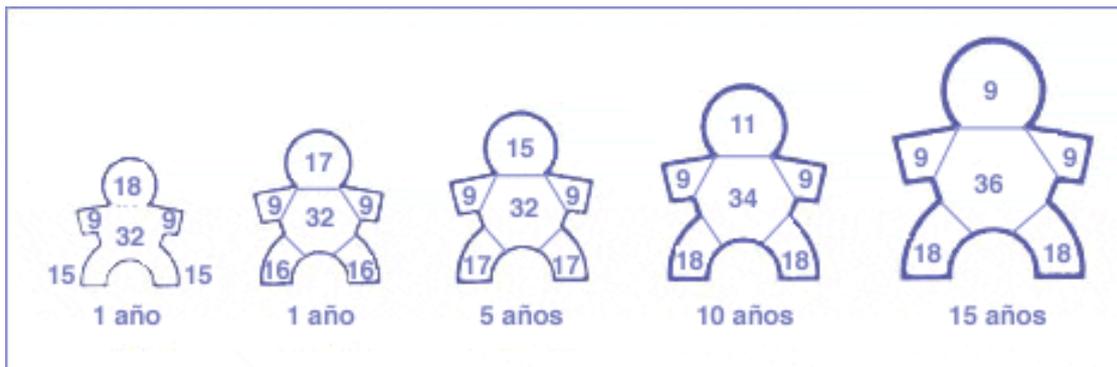


Imagen 3 Porcentaje de regiones anatómicas clasificadas de acuerdo con la regla de Lund y Browder usada en pacientes pediátricos (20).

1.1.1.2 Clasificación según su profundidad

La profundidad de las quemaduras depende, entre otros factores, de la temperatura de la fuente y de la duración de la exposición a la misma (14). Para hacer un diagnóstico de acuerdo con la profundidad se utilizan las clasificaciones Benaim, Converse-Smith, o ABA (*American Burn Association*), tal como se muestra en la Tabla 1 (13).

1.1.1.3 Clasificación según su gravedad

La gravedad de una lesión por quemadura se determina de acuerdo con el área de superficie afectada y la profundidad de la quemadura. La Tabla 2 muestra dicha relación (18).

Tabla 1 Clasificación de las quemaduras de acuerdo con la profundidad (13).

CLASIFICACIÓN			Nivel Histológico	Pronóstico
Benaim	Converse-Smith	Denominación ABA		
Tipo A	Primer grado	Epidérmica	Epidermis	No necesita injerto. Debería curar gradualmente en 7 días sin secuelas
Tipo AB-A	Segundo grado superficial	Dérmica superficial	Epidermis y dermis papilar	Debería epitelizar gradualmente en 15 días con secuelas estéticas, si se complica puede profundizarse
Tipo AB-B	Segundo grado profundo	Dérmica profunda	Epidermis, dermis papilar y reticular sin afectar fanéneos profundos	Habitualmente termina en injerto con secuelas estéticas y/o funcionales. Puede requerir escarectomía tangencial
Tipo B	Tercer grado	Espesor total	Epidermis, dermis e hipodermis pudiendo llegar incluso hasta el plano muscular y óseo	Requiere escarectomía precoz, e injerto o colgajos

Tabla 2 Clasificación ABA de quemaduras de acuerdo con la gravedad (21).

	Grados %SCQ		
	Menor	Moderado	Mayor
Adultos	2 ^o < 15 3 ^{er} < 2	2 ^o > 15-25 3 ^{er} < 10	2 ^o > 25 3 ^{er} > 10
Niños	2 ^o < 10 3 ^{er} < 10	2 ^o > 10-20 3 ^{er} < 10	2 ^o > 20 3 ^{er} > 10

1.1.2 Respuesta fisiopatológica del paciente quemado

Después de la ocurrencia de las quemaduras (principalmente de segundo grado profundo y tercer grado) el metabolismo se incrementa como resultado del estrés fisiológico; existe una pérdida de líquidos, fiebre, infecciones e hipercatabolismo. Normalmente, los pacientes se consideran hipermetabólicos cuando su GER (gasto de energía en reposo) es de 10% o más por encima de lo normal (22,23).

La respuesta fisiopatológica inmediatamente posterior al trauma se asocia con anuria relativa o absoluta de duración variable. Esta *fase temprana*, es seguida por la llamada *fase de flujo* que es más prolongada y se asocia con un aumento de la producción urinaria, pérdida de nitrógeno, mayor consumo de oxígeno y temperatura corporal elevada, que puede aumentar hasta 38.5°C. Los pacientes con quemaduras manifiestan una fase hipermetabólica particularmente grave y prolongada que dura varias semanas y se asocia con catabolismo masivo de proteínas y lipólisis. Esta fase puede resultar en

pérdida de músculo periférico y deposición hepática de grasa. La tasa metabólica de los pacientes con quemaduras generalmente es elevada debido a la pérdida de líquidos y calor. La piel lesionada térmicamente ha demostrado ser considerablemente más permeable al fluido que un integumento intacto, y la pérdida de agua por evaporación ha contribuido a los extensos requisitos de fluidos de los pacientes quemados (24).

En lesiones por quemaduras grandes, el cortisol, el glucagón y las catecolaminas se elevan notablemente. El cortisol es fuertemente catabólico y está asociado con un balance negativo de nitrógeno y calcio y la pérdida de proteínas tisulares y minerales óseos. También estimula la gluconeogénesis, aumenta la proteólisis y sensibiliza los adipocitos a la acción de las hormonas lipolíticas. Hay un aumento en la reutilización de aminoácidos y proteínas para permitir la síntesis de colágeno, la cicatrización de heridas y la síntesis de anticuerpos para evitar infecciones (25).

El retorno a la función fisiológica normal después de la recuperación se prolonga por la pérdida de masa muscular y el catabolismo de proteínas puede persistir durante meses después de la lesión por quemadura (26).

1..1.2.1 Respuesta musculoesquelética

Los efectos sobre el sistema musculoesquelético son las contracturas y las complicaciones secundarias a la inmovilización y a la formación de tejido cicatricial en el proceso de curación (27).

El músculo esquelético está densamente poblado con mitocondrias y es responsable del 25% de la tasa metabólica en reposo en los humanos, por lo que el consumo de O₂ en el músculo esquelético aumenta en aproximadamente un 50% en personas con quemaduras graves (22). El hipermetabolismo y el catabolismo de proteínas musculares después de quemaduras graves aumentan la proteólisis hasta en un 50% y conducen a una pérdida debilitante de la masa corporal magra (28).

Si bien la erosión excesiva del tejido magro afecta la capacidad funcional y la salud metabólica, parece ser que el músculo esquelético se sacrifica para ayudar a curar las heridas. De hecho, después de una quemadura aguda, aumentar la ingesta de proteínas no aumenta la síntesis de proteínas del músculo esquelético, pero sí la síntesis de proteínas de la piel. Dicho de otra manera, existe una pérdida de proteínas en el músculo esquelético, mientras que hay una acumulación neta de proteínas dentro de la SCQ, lo que sugiere que la proteína del músculo esquelético se redistribuye esencialmente después de la quemadura y se elimina del área afectada principalmente en la curación de heridas en la piel (29).

La pérdida de masa muscular se asocia con un mayor riesgo de complicaciones sépticas, una mala cicatrización de las heridas y una capacidad reducida para la rehabilitación completa después de una lesión. El contenido muscular y la masa se mantienen en un delicado equilibrio entre la síntesis de proteínas y la degradación. La activación de múltiples genes relacionados con la atrofia, la disminución del tamaño de las fibras musculares y la ausencia en la regulación al alza de las enzimas de síntesis de proteínas sugieren que la proteólisis impulsa la atrofia muscular en la *fase aguda* posterior a la quemadura y la lesión de tejidos blandos. El trauma también induce atrofia muscular por la inmovilización de la región afectada (30).

1.2. Quemaduras en pacientes pediátricos

Se estima que al año más de medio millón de niños son hospitalizados con quemaduras en el mundo. Casi una cuarta parte de todas las lesiones por quemaduras ocurren en niños menores de 16 años, de los cuales el 65% son menores de cinco años. El 4.1% de las lesiones por quemaduras son graves y cumplen con los criterios para la transferencia a un centro de quemados; el cuidado de estos niños críticamente enfermos requiere un esfuerzo coordinado y experiencia en el manejo del paciente quemado (16–18).

Las quemaduras en edades pediátricas son un problema de salud pública, ya que además del riesgo de muerte que conllevan, pueden dejar secuelas invalidantes, funcionales y estéticas, que causan trastornos psicológicos, sociales, familiares y laborales durante toda la vida. El conocimiento del tratamiento de estos pacientes es trascendente para limitar o evitar secuelas y reinsertarlos a su entorno, y más tarde a la vida productiva (31).

Los niños son más vulnerables que los adultos a las quemaduras debido a factores anatómicos y fisiológicos. La combinación del deseo inherente de los niños a explorar, su estatura más pequeña y la falta de coordinación los hace más susceptibles a las lesiones por quemaduras. Además, los niños tienen un área de superficie corporal proporcionalmente mayor que los adultos, es decir, dado que sus extremidades son más pequeñas una lesión por quemadura abarca más superficie corporal. Además, los niños tienen una dermis más delgada, por lo que, pierden más calor de sus cuerpos y tienen un mayor riesgo de convertirse en hipotérmicos (32).

Incluso después del alta hospitalaria y el cierre de la herida, se ha observado una degradación muscular que dura hasta 9 meses después de una quemadura grave, tomando en cuenta además que el tamaño del área de la quemadura determina el aumento de las necesidades de energía (32).

1.2.1 Niño Gran Quemado

La guía de práctica clínica (31) define como *gran quemado* a aquellos quienes tienen una quemadura tipo AB o B en más de un 15% de la SCT (superficie corporal total). A nivel internacional, la ABA define como *quemado grave* al niño con más de un 20% de SCQ con una quemadura de 2º grado (AB) o más de un 10% de SCQ con una quemadura de 3º grado (B) como lo muestra la Tabla 3 (33).

Tabla 3 Clasificación de Gran Quemado en color naranja de acuerdo con la guía de práctica clínica CENETEC (Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud) y la ABA (21).

	Grados %SCQ		
	Menor	Moderado	Mayor
Adultos	2º < 15 3er < 2	2º > 15-25 3er < 10	2º > 25 3er > 10
Niños	2º < 10 3er < 10	2º > 10-20 3er < 10	2º > 20 3er > 10

*Área color naranja = gran quemado

1.3 Tratamiento de pacientes pediátricos quemados

El tratamiento de los pacientes que presentan lesiones por quemadura se lleva a cabo en 3 fases:

- *Aguda o de reanimación*, que se produce en las primeras 48-72 horas después de la quemadura (34).
- *Subaguda o hipermetabólica*, que le sigue a la fase aguda y termina hasta el momento en el que la lesión ha epitelizado o los injertos (si es que se usaron) se han prendido al tejido (34,35).
- *Fase de rehabilitación o crónica*, la cual se centrará en la recuperación del paciente, mejorar su rango de movilidad articular, la progresión del reacondicionamiento físico, la incorporación del paciente a las actividades de la vida diaria, y a la prevención y el tratamiento de la cicatrización anómala (27,35).

La pronta intervención ayuda a que las secuelas que se puedan presentar en el paciente sean menores y se aceleren los procesos de cicatrización y recuperación óptima del infante (27,34,35).

Los objetivos del tratamiento del *gran quemado* son, por orden de importancia: preservar la vida, conservar la función, reducir la deformidad estética, limitar las secuelas psicológicas y conseguir una reintegración social plena (36).

El tratamiento del paciente pediátrico quemado incluye diferentes procedimientos para garantizar un óptimo resultado. Se le da tratamiento inicial, tratamiento quirúrgico,

tratamiento o soporte nutricional, tratamiento farmacológico, tratamiento fisioterapéutico y apoyo psicológico (18).

1.3.1 Tratamiento inicial

El niño quemado necesita las medidas generales propias de la reanimación del accidentado con algunas peculiaridades, las cuales incluyen: garantizar una vía aérea permeable, procurar un acceso venoso adecuado para la reposición hidroelectrolítica, administración de analgesia, inicio temprano de la nutrición enteral, control de la diuresis, prevención de la infección y evaluación de las lesiones (36).

1.3.2 Tratamiento quirúrgico

Algunas de las intervenciones quirúrgicas incluyen: escisión del tejido necrótico; desbridamiento de la herida; escarotomías; cobertura con injertos cutáneos (Imagen 4); entre otros (11).



Imagen 4 Cobertura con injertos cutáneos (36).

1.3.3 Tratamiento nutricional

Debido al hipermetabolismo la nutrición se debe iniciar rápidamente, con una ingesta hipercalórica (35,36). Los pacientes que tienen quemaduras graves requieren un apoyo nutricional intenso para abordar las demandas energéticas elevadas de forma masiva (28).

Si no se abordan los requisitos nutricionales del estado hipermetabólico y la hiperglucemia resultante, se producirá una alteración en la cicatrización de las heridas, susceptibilidad a las infecciones, una hospitalización más prolongada, insuficiencia orgánica y muerte (37).

1.3.4. Tratamiento farmacológico

1.3.4.1. Tratamiento farmacológico analgésico:

El dolor tiene efectos fisiológicos y emocionales adversos, y el control adecuado del dolor es un factor importante para mejorar los resultados. Es importante el uso de analgésicos para aliviar o disminuir las molestias causadas por la lesión (38).

1.3.4.2. Tratamiento farmacológico para evitar la infección:

Se usan antibióticos, antisépticos y antibacterianos, con el objetivo de reducir el riesgo de infección en pacientes quemados (39). Sin embargo, la mayoría de estos fármacos tienen efectos adversos locales o sistémicos o impiden la cicatrización de la herida, o bien, ambos (35).

1.4. Rehabilitación física de los pacientes pediátricos

La rehabilitación de los *grandes quemados* requiere un enfoque multidisciplinario individualizado para lograr el resultado funcional óptimo posible para cada paciente. Las modalidades de tratamiento disponibles incluyen una amplia variedad de férulas y prendas de presión para mejorar la cicatrización y minimizar las contracturas; ejercicios aeróbicos, de resistencia e isométricos para mantener la función, la fuerza y el rango de movimiento. Se ha demostrado que los programas de resistencia muscular y ejercicios aeróbicos mejoran la fuerza muscular, la potencia y aumentan la masa corporal magra durante las etapas de rehabilitación, y reducen el número de intervenciones quirúrgicas. El cumplimiento a largo plazo se ve recompensado con mejores resultados funcionales y estéticos (28).

Los objetivos del ejercicio terapéutico en la rehabilitación de las quemaduras son (35):

- Reducir los efectos del edema y la inmovilización.
- Estirar el tejido cicatricial.
- Devolver al paciente a un nivel funcional óptimo.
- Reducir el dolor.
- Mantener la movilidad funcional articular y la fuerza muscular.

1.4.1 Principio de la contracción muscular

Todas las células exhiben una diferencia de voltaje a través de la membrana celular. Las células nerviosas y las células musculares son excitables, por lo que pueden producir impulsos electroquímicos y conducirlos a lo largo de la membrana como consecuencia de la excitación, este fenómeno eléctrico da como resultado la contracción del músculo (40), dicho principio fisiológico se presenta en cada movimiento durante la rehabilitación evitando así la atrofia muscular.

Fisiológicamente una contracción muscular ocurre debido a que la concentración de iones de sodio (Na^+) es de aproximadamente 10 veces mayor fuera de la membrana que en el interior, mientras que la concentración de los iones de potasio (K^+) es de aproximadamente 30 veces mayor en el interior que en el exterior. Cuando la membrana se estimula de manera que el potencial transmembrana aumenta aproximadamente 20 mV y alcanza el umbral, es decir, cuando el voltaje de la membrana cambia de -70 mV a aproximadamente -50 mV, la permeabilidad de los iones de sodio aumenta muy rápidamente al principio, permitiendo que los iones de sodio fluyan de afuera hacia adentro, haciendo que el interior sea más positivo. El interior alcanza un potencial de alrededor de +20 a +30 mV, que a su vez desencadena un potencial de acción muscular generando la contracción. Después, la permeabilidad de los iones de potasio que aumenta más lentamente permite que los iones de potasio fluyan de adentro hacia afuera, devolviendo así el potencial intracelular a su valor de reposo. El potencial máximo de la membrana durante la activación es de unos 100 mV; La duración del impulso nervioso es de alrededor de 1 ms como se observa en la Imagen 5. Luego de la activación, la bomba de Na-K restaura las concentraciones de iones dentro y fuera de la membrana a sus valores originales (40).

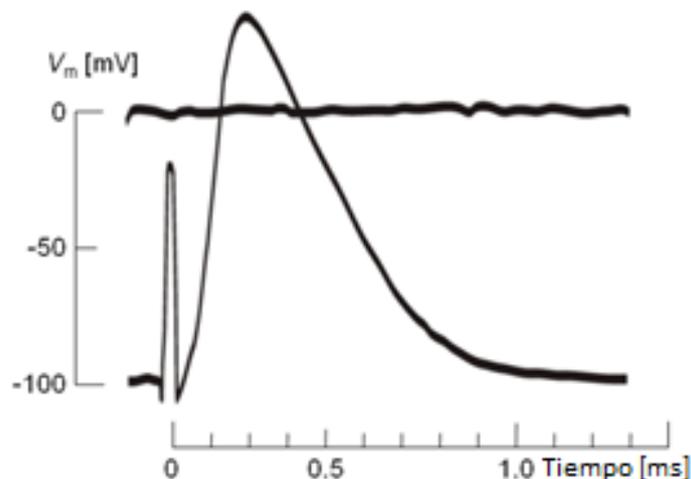


Imagen 5 Potencial de acción en nervio dado por un estímulo en $t=0$ (40).

Este mecanismo de contracción puede ser originado externamente por un estímulo eléctrico o magnético, en ambos casos, una corriente pasa a través de la membrana del nervio y dentro del axón, lo que resulta en la despolarización y el inicio del potencial de acción descrito anteriormente (41).

1.4.2 Ejercicios terapéuticos para la rehabilitación muscular

La terapia física temprana y agresiva puede ayudar a contrarrestar la disminución del rango de movimiento y mitigar las contracturas graves que pueden desarrollarse. El

estándar actual de atención de pacientes con quemaduras consiste en ejercicios de rehabilitación que pueden realizarse en un hospital o en el hogar del paciente para disminuir la fatiga, la debilidad muscular, el desacondicionamiento, limitaciones de rango de movimiento y contracturas (42).

Los ejercicios terapéuticos son la estrategia más básica e importante en la medicina de rehabilitación, en la terapia muscular se incluyen los siguientes tipos de ejercicios.

1.4.2.1 Ejercicios aeróbicos

Se incluye a los ejercicios pasivos (realizados por el terapeuta sin asistencia del paciente) y activos (realizados directamente por el paciente sin asistencia, también llamados isotónicos), los cuales deben ser desarrollados de modo que se minimicen las lesiones, el dolor y la incomodidad, y se asegure la efectividad de los mismos (43).

1.4.2.2 Ejercicios de resistencia

En los ejercicios de resistencia se requiere que los músculos se contraigan contra una carga opuesta, ha demostrado ser una forma beneficiosa de rehabilitación en poblaciones clínicas propensas a perder músculo, proporcionando estímulos para aumentar la síntesis de proteínas y la masa muscular (44).

1.4.2.3 Ejercicios isométricos

En los ejercicios isométricos el paciente contrae y relaja los músculos mientras mantiene el miembro o la parte afectada en una posición fija. Los ejercicios isométricos se realizan buscando mantener la fuerza muscular cuando se inmoviliza una articulación y se requiere la cooperación completa del paciente, el músculo no se acorta (45).

1.4.3 Dolor en la rehabilitación muscular

Los pacientes pediátricos pueden intentar rechazar el tratamiento porque tienen dolor, incomodidad y es posible que no comprendan completamente el impacto de no participar en su rehabilitación debido a la edad en la que se encuentran; por lo tanto, necesitan el apoyo y el estímulo de los profesionales para ayudarles a superar esta experiencia difícil con el conocimiento de cuán diferente puede ser su calidad de vida si llevan a cabo la rehabilitación, además de que les deben proporcionar las técnicas y equipo que más los benefician, tomando en cuenta que el dolor e incomodidad sean los mínimos (46). En los pacientes pediátricos quemados es casi imposible omitir el dolor, debido a la naturaleza de las heridas y la necesidad de llevar a cabo los ejercicios, por lo que la EMP (estimulación magnética periférica) podría ser una buena alternativa para atender esta problemática.

Capítulo 2. Estado del arte

2.1 Principios de estimulación magnética

Existen tres clases de *neuroestimuladores* que producen contracciones musculares:

- El sistema *TENS* (estimulación eléctrica nerviosa transcutánea): se usa para producir contracciones musculares (alta intensidad a baja frecuencia) y como medio analgésico (baja intensidad a alta frecuencia). A pesar de su bajo costo (500 a 1,500 MXN), sus electrodos de superficie que pasan corriente a través de la piel producen una sensación incomoda o incluso sensación de calor, que en pacientes con quemaduras podría tratarse de un método con resultados adversos. (47–49).
- *Neuroestimuladores eléctricos implantados*: se usan para estimular específicamente algún nervio, además evitan los efectos del sistema *TENS*, sin embargo, presentan un alto costo (200,000 MXN) y requieren de cirugía para su implante, lo cual puede ser un riesgo de infección, además de que no son aptos para todos los pacientes y mucho menos para los pediátricos (1).
- *Neuroestimuladores magnéticos*: que activan los nervios de manera no invasiva empleando un flujo magnético variable en el tiempo, el cual penetra el cuerpo para generar un campo eléctrico y producir una contracción muscular (Imagen 6) (1).



Imagen 6 Neuroestimulador magnético (50).

La base de la estimulación magnética es la inducción electromagnética, es decir, se trata de un pulso de corriente fluyendo a través de una bobina de hilo conductor que genera un campo magnético. La frecuencia de cambio de este campo magnético determina la inducción de una corriente secundaria en cualquier conductor cercano

(algún tejido), que puede estimular los nervios para producir una contracción muscular. Estos estimuladores generalmente funcionan por medio de un capacitor que se descarga a través de una bobina, generando una corriente que se eleva en un rango de 1kA a 10 kA en microsegundos, dependiendo del efecto deseado. Las primeras aplicaciones fueron para los nervios periféricos, luego se aplicó en el cráneo para estimular la corteza cerebral (51,52).

2.1.1 Estimulador magnético

El circuito básico de un estimulador magnético incluye un condensador, un circuito de carga y un circuito de descarga que utiliza un interruptor electrónico denominado tiristor, capaz de hacer fluir miles de amperios en milisegundos a través de una bobina de estimulación (51). La Imagen 7 muestra la configuración básica de un estimulador magnético. Estos sistemas tienden a calentarse a causa de la alta energía que ocupan, lo que los hace ineficientes, sin embargo, algunos equipos como el descrito en (53) usan sistemas de enfriamiento que permite reducir el calor acumulado, la desventaja de este equipo es que debido a su sistema de enfriamiento requiere de mayores dimensiones.

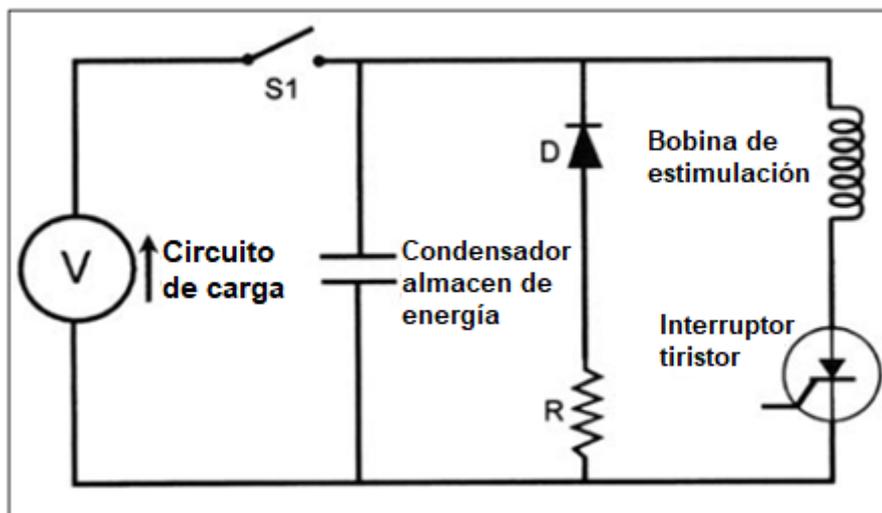


Imagen 7 Configuración de un estimulador magnético. Imagen tomada de (51).

2.1.2 Bobina de estimulación

Existen bobinas de estimulación de distintas formas y tamaños. Todas ellas consisten en una o más bobinas de hilo de cobre completamente aislado, normalmente recubiertas con un molde de plástico. Los dos tipos de bobinas utilizados con mayor frecuencia son la bobina circular (Imagen 8a) y la bobina en forma de 8 (Imagen 8b). El campo eléctrico generado, por lo tanto, la focalidad y penetración del estímulo, dependen de la geometría de la bobina. La estimulación con una bobina en forma de 8 puede aumentar la focalidad de estimulación. Esta configuración consiste en dos bobinas circulares que

transportan corrientes en direcciones opuestas, y allí donde las bobinas se unen se produce una suma del campo eléctrico (51).

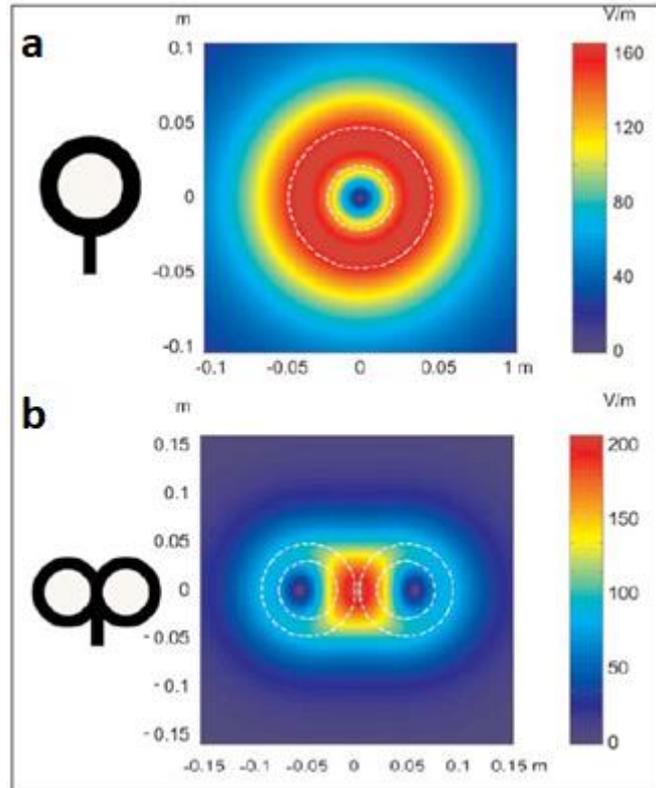


Imagen 8 a) Bobina circular y campo magnético que genera. b) Bobina en forma de 8 y campo magnético que genera. Los colores representan la intensidad del campo eléctrico inducido, el color azul representa una baja o nula intensidad y el color rojo una alta intensidad. Imagen tomada de (51).

2.2 EMP (Estimulación magnética periférica)

En la EMP se genera un campo magnético rápidamente cambiante que induce corrientes eléctricas dentro de las fibras nerviosas de los músculos. Las contracciones de latencia corta se evocan en los músculos estimulados. A diferencia de la estimulación eléctrica, la estimulación magnética evita las sensaciones dolorosas, además de proporcionar un estímulo en grado suficiente para lograr la activación máxima, el cual se obtiene al producir el estímulo a un nivel profundo, evitando así la sensación en la piel (2).

El campo eléctrico inducido por la EMP es capaz de activar los músculos artificialmente debido a la estimulación de los axones motores intramusculares. Los estímulos aplicados al músculo inducen la entrada propioceptiva al sistema nervioso central de diferentes maneras. En primer lugar, la activación indirecta de los mecanorreceptores y, en segundo lugar, la activación directa de las fibras nerviosas aferentes. Dicho en otras

palabras, la contracción muscular inducida por la EMP es causada por la estimulación del nervio motor y no por la activación directa del músculo (54,55).

Los actuales *neuroestimuladores magnéticos* básicamente descargan un capacitor a través de una bobina en periodos muy cortos, sin embargo, son sistemas muy costosos (exceden los 200,000 MXN), necesitan alta potencia (del orden de kW), y son grandes (generalmente necesitan una torre para desplazarse). La alta potencia genera un calentamiento en la bobina, y si constantemente se usa una frecuencia alta de los pulsos, es necesario el uso de un líquido enfriador para la bobina (1).

2.2.1 EMP (Estimulación magnética periférica) a través del uso de imanes permanentes

Los imanes permanentes en movimiento pueden proporcionar un campo magnético que varía en el tiempo, debido a la rotación entre sus polos norte y sur, producido por el cambio en la polaridad de bobinas adyacentes a los IP, sin ningún calentamiento. Los imanes de NdFeB (boro de neodimio y hierro de alta resistencia) tienen una remanencia magnética alta de aproximadamente 1.45 Teslas y son equivalentes a un bucle de densidad de corriente de superficie de 1.1 kA por cada milímetro de espesor del imán (1). Debido a estas características y a su alta densidad de potencia, los imanes permanentes son útiles para su uso en motores de MAV (muy alta velocidad) (3).

En un motor de MAV, los materiales de cada componente son expuestos a sus límites térmicos y mecánicos. Debido a la alta velocidad de rotación, un alto estrés mecánico se presenta en el rotor y se incrementa la temperatura del mismo como se analizará más adelante (5).

Esta nueva técnica directa nombrada RAVIP (rotación de alta velocidad de imanes permanentes), activa magnéticamente nervios y músculos. Se trata de un dispositivo que se parece a un motor, pero que no tiene salida mecánica (1).

La configuración de RAVIP produce un campo electromagnético constante que se mantiene y requiere de baja energía (del orden de Watts), en contraste con la estimulación magnética convencional, en la cual la corriente de la bobina se limita a los pulsos y que consume energía del orden de kW (1).

2.2.1.1 Configuración de un MIP en movimiento

En un motor de IP de alta velocidad las diferentes piezas y materiales son llevados a sus límites térmicos y mecánicos. De hecho, como la velocidad es muy alta, aparecen grandes tensiones en el rotor, por ello, estos aspectos mecánicos deben ser considerados. Además, como la densidad de energía también es alta, es fundamental

optimizar la eficiencia para disminuir las pérdidas de potencia y, por lo tanto, evitar que aumente su temperatura (3).

Para realizar la optimización del sistema se utilizará un modelo analítico. La estructura de este sistema consta de un par de IP (imanes permanentes) al centro encargados de proporcionar el campo magnético; una funda retenedora que encapsula a los imanes como protección ante el estrés mecánico; aire o espacio de aire y un estator con bobinas que se encargan de la rotación de los IP (3). La Imagen 9 muestra la configuración del motor de imanes permanentes de alta velocidad y en la Imagen 10 se observa una vista explosiva con los componentes que integran al dispositivo de RAVIP.

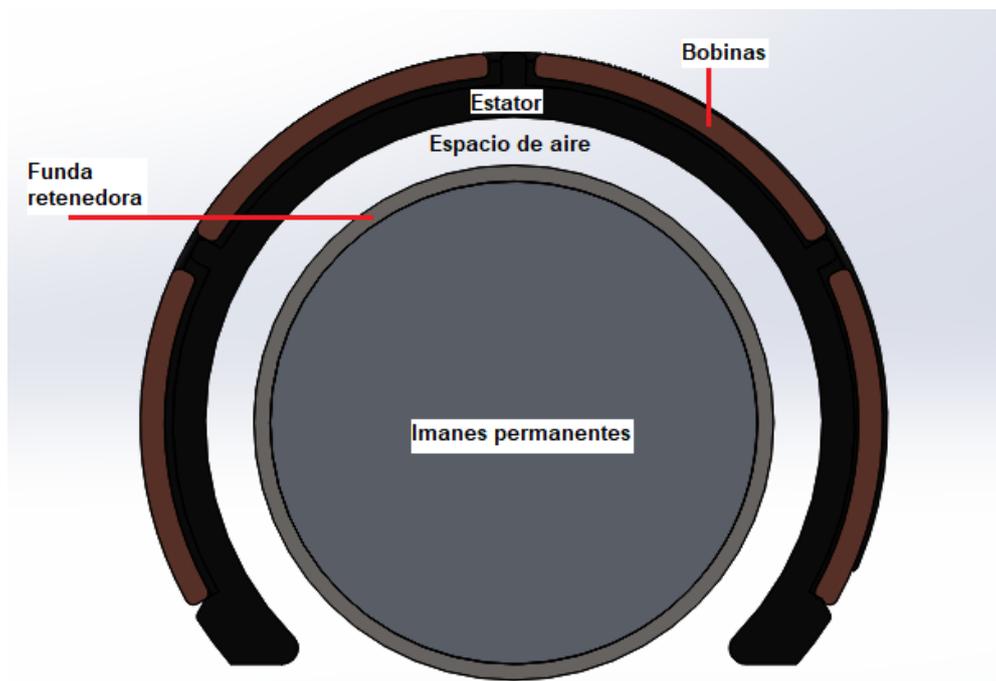


Imagen 9 Configuración de un motor de imanes permanentes de alta velocidad basado en la configuración usada en (3).

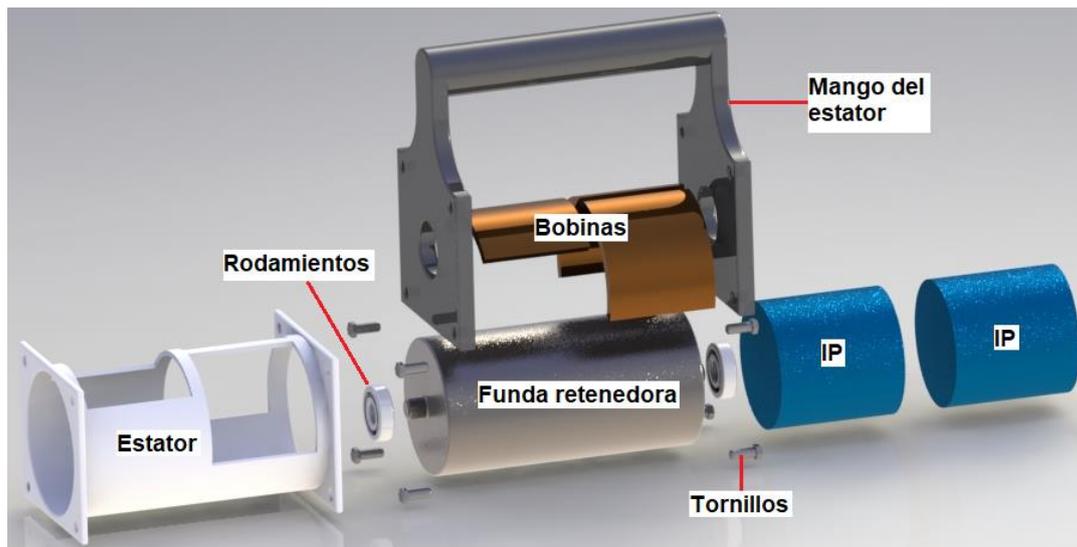


Imagen 10 Vista explosiva de los componentes de un sistema de RAVIP de un diseño previo.

2.2.1.2 IP (Imanes permanentes)

Los IP proporcionan la totalidad del flujo magnético en los dispositivos en los que se utilizan, y los imanes de NdFeB son los preferidos por sus propiedades. Tres factores son clave para la preferencia de los IP; por sus propiedades magnéticas que a temperatura ambiente son superiores, por ende más eficientes, en comparación con otros imanes; por la disminución del costo del material y por una mejor resistencia a la corrosión (6).

La funda retenedora es usada para disminuir el estrés debido a la fuerza centrífuga en los IP que son más frágiles (56).

2.2.1.3 Configuración bipolar de un motor de imanes permanentes de alta velocidad

La configuración bipolar comprende dos imanes cilíndricos diametralmente magnetizados colocados adyacentes entre sí con direcciones de magnetización opuestas (Imagen 11A). El campo eléctrico E_m que se produce con la rotación de estos imanes cilíndricos es sinusoidal en el tiempo en cualquier punto. Los E_m se crean debajo de los imanes, en donde no hay bobinas, debido a que los imanes están colocados en sentido contrario a sus polos uno con otro, como se muestra en la Imagen 11A (1). Dicho de otra manera, el campo magnético producido por la alta velocidad de los imanes permanentes se concentra en la parte inferior del dispositivo ya que las bobinas únicamente se ubican en la parte superior (Imagen 11B), el campo magnético se va acumulando, por la suma de los E_m y la conductividad del tejido, hasta alcanzar la energía suficiente para producir el estímulo en el nervio adyacente y generar la contracción muscular.

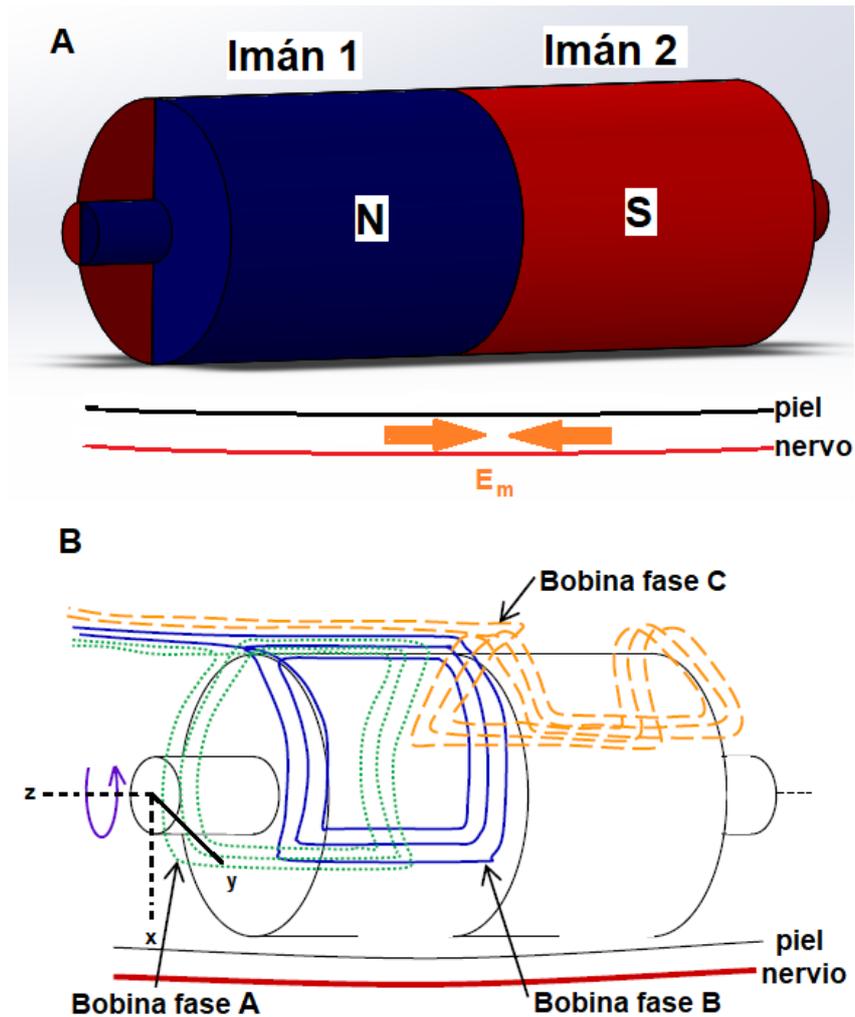


Imagen 11 Configuración bipolar de imán permanente. Imagen tomada de (1).

Los colores azul y rojo (polo norte y polo sur respectivamente) muestran las áreas magnetizadas de los IP y las flechas naranjas muestran las direcciones del campo eléctrico E_m inducido por el imán a lo largo de un nervio paralelo al eje del bipolo (Imagen 11A). El eje z representa el eje de rotación del dispositivo, x el eje hacia el nervio, y es el plano paralelo a la piel (Imagen 11B). La Imagen 11B muestra el diagrama esquemático de la configuración de la bobina trifásica utilizada para controlar la rotación de los imanes (1). El giro se produce debido a que mientras en las bobinas se concentra una corriente positiva, en el primer imán (ubicado en la parte superior entre las bobinas de fase A y B) también hay una carga positiva, lo cual va a provocar que se intenten repeler ambas cargas y se produzca un giro de 180° (Imagen 12); sin embargo, al cambiar la corriente a negativa en las bobinas, nuevamente la parte negativa del imán (que ahora se encuentra en la parte superior), tratará de repeler la carga y producirá otro giro de 180° (Imagen 13); lo cual da como resultado un giro de 360° ; la carga opuesta en el segundo imán y la bobina de fase C mantienen estable la rotación del

dispositivo para que el campo magnético pueda variar de polaridad y se logre conservar una respuesta o salida sinusoidal.

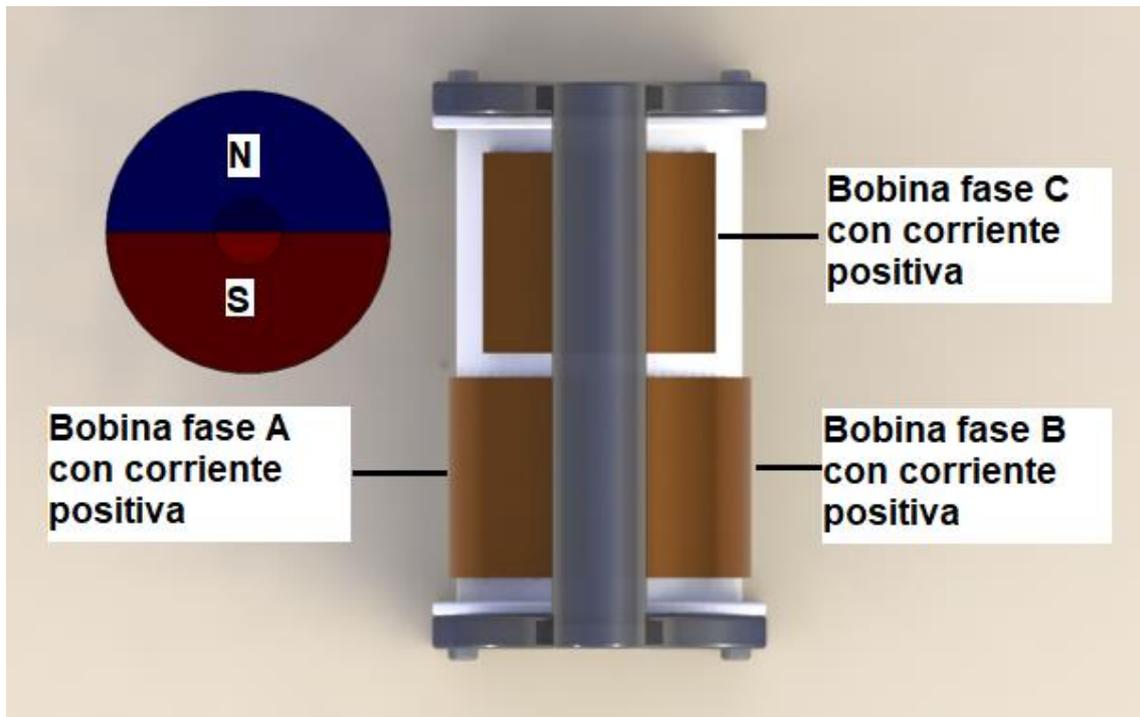


Imagen 12 Primera rotación de 180° producida por una corriente positiva en las bobinas.

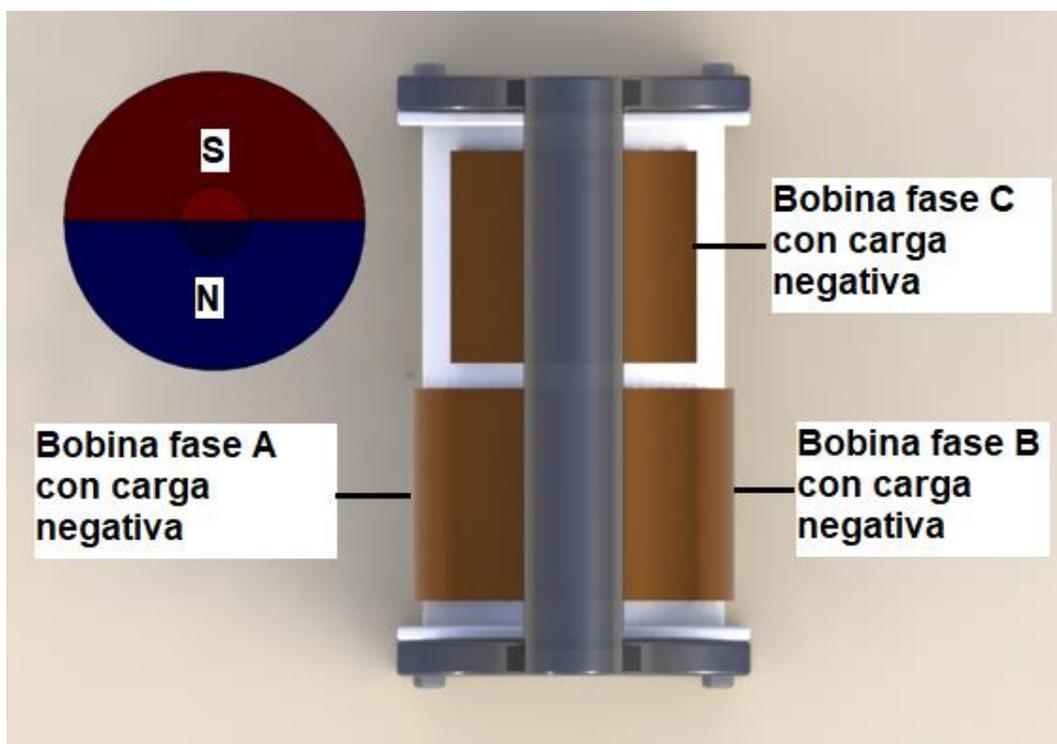


Imagen 13 Segunda rotación de 180° producida por una corriente negativa en las bobinas.

La rotación de la configuración del imán produce un campo electromagnético alterno que se mantiene, en contraste con la estimulación magnética convencional, en la cual la corriente de la bobina se limita a los pulsos, con intervalos mayores a cero entre cada pulso. El campo magnético de la configuración bipolar se asemeja al producido por una bobina de figura en forma de 8, con polaridad magnética opuesta en lóbulos adyacentes, aunque la bobina en forma de 8 produce un patrón de campo magnético estacionario con el tiempo amplitud variable, mientras que la configuración bipolar proporciona un patrón de campo magnético giratorio con amplitud constante que depende de la frecuencia de rotación de los imanes permanentes (1).

Esta configuración permite que se pueda obtener 1 Tesla y producir una contracción en músculos pequeños o 2 Teslas para músculos más grandes (1,2,8), bajo este principio, el dispositivo no requiere de gran tamaño, no requiere de mucha potencia y es de menor costo en comparación con los *neuroestimuladores magnéticos* comerciales.

Watterson y Nicholson 2016 (1), reportaron resultados prometedores con esta configuración, ya que lograron estimular el músculo gastrocnemio de una rana de caña con tan sólo una frecuencia de 180 Hz a 0.7 mm del dispositivo y 590 Hz a 4.8 mm del dispositivo, generando en promedio 1 Tesla de energía y utilizando una potencia de 10 Watts. Además, Watterson 2017 (57), alcanzó valores de 2.5 Teslas a 1 KHz en simulaciones. Por lo que se infiere que con esta energía producida por un estimulador magnético de IP podrá ser posible estimular músculos en pacientes como lo reportaron en (2,8).

Capítulo 3. Desarrollo del sistema

Con lo expuesto anteriormente, se llevó a cabo el diseño del dispositivo basado en la configuración bipolar de Watterson y Nicholson 2016 (1). En el cual se realizaron una serie de modificaciones de acuerdo con los requerimientos del objetivo expuesto en esta tesis, de modo que uno de los cambios más significativos se estableció en la configuración cuadripolar de los IP (Imagen 14) por las ventajas expuestas en (57).

El aumento en el número de polos en los IP dará como resultado una menor pérdida de potencia en las bobinas y una mejor distribución sinusoidal espacial del campo magnético en el espacio de aire (58).

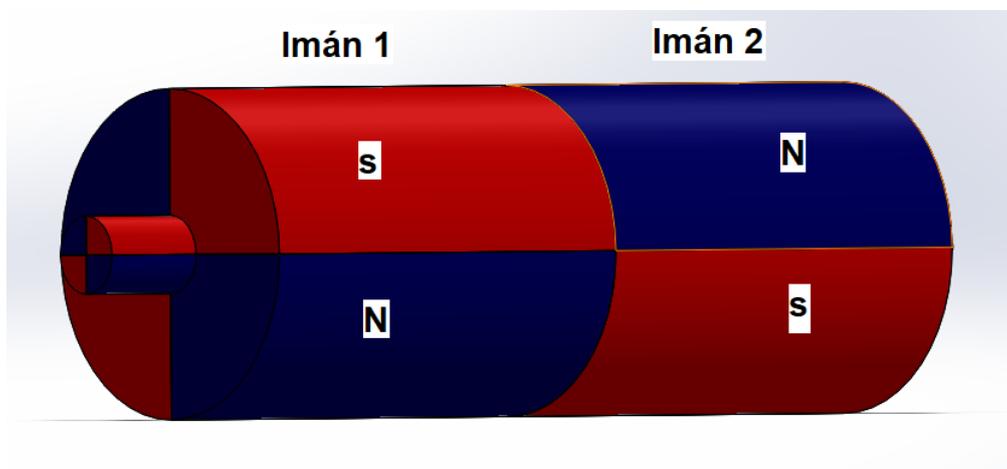


Imagen 14 Configuración cuadripolar de los IP. Donde el color azul corresponde al polo norte y el rojo al polo sur.

Las dimensiones del dispositivo se establecieron a través de los cálculos en los que se involucran los materiales de los componentes y que se muestran a continuación, sin embargo, estas medidas se aproximan a los valores propuestos al inicio de este documento, los cuales comprenden dimensiones de 15 cm de largo, 15 cm de alto y 10 cm de ancho en el dispositivo que se muestra en la Imagen 10.

3.1 Selección de materiales

Tomando en cuenta la configuración de los IP y las dimensiones aproximadas del dispositivo, se llevó a cabo la selección del NdFeB como material de los imanes, debido a que puede entregar una mayor cantidad de flujo magnético en los sistemas donde se usa (59). Sin embargo, la resistencia a la tracción que soporta este material, así como otro tipo de materiales de IP, es de máximo 80 MPa, por lo tanto, es necesario usar una funda retenedora de aleación no magnética (esto evitará que haya pérdida en la eficiencia de la rotación del dispositivo) para proteger a los imanes (4). Dicha protección

depende del contacto de interferencia, es decir, la presión que se ejerce entre la funda retenedora y los IP al ser encapsulados (Imagen 15).

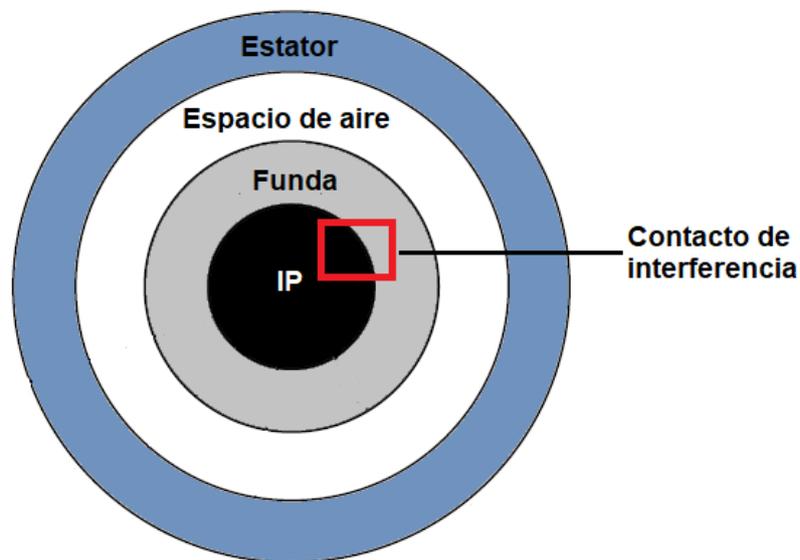


Imagen 15 Contacto de interferencia entre IP y funda retenedora (imagen no dimensionada).

El Ti-6a1-4v, que es una aleación de titanio, cumple con las características mencionadas en el párrafo anterior, por ello, se seleccionó como el material para la funda retenedora, ya que ha sido uno de los materiales que más se ha estudiado, junto con el acero inoxidable, en configuraciones similares a la desarrollada en esta tesis. Sin embargo, en comparación con el acero inoxidable, en la aleación de titanio la presión en el contacto de interferencia disminuye menos con el aumento en la velocidad de rotación debido a que el módulo de Young comparado con la densidad es mayor que en el acero inoxidable. Por lo tanto, el Ti-6a1-4v es el material preferido, ya que tiene un CET (coeficiente de expansión térmica) similar al del imán permanente de NdFeB. Esto significa que la presión en el contacto de interferencia se mantiene relativamente constante en función de la temperatura a diferencia del acero inoxidable. (56).

3.2 Selección de dimensiones

Una vez seleccionados los materiales del rotor (el IP y la funda), se llevó a cabo la selección de dimensiones en este. Dado que Leuchter et al. 2015 (60), obtuvieron una energía de 0.64 Teslas con un imán de radio = 25.4 mm y longitud = 25.4 mm, y Watterson y Nicholson 2016 (1), obtuvieron una energía de 1 Tesla con 2 imanes de radio = 15 mm y longitud = 30 mm, cada uno. Para obtener más energía lo mejor sería aumentar las dimensiones de los imanes, sumado a ello, la profundidad de penetración del campo electromagnético en el cuerpo también aumenta conforme se incrementan

las dimensiones del dispositivo, sin embargo, la velocidad de rotación y la frecuencia de excitación deben reducirse inversamente proporcional al tamaño de los imanes (1). Para evitar una reducción en la velocidad con el aumento de las dimensiones, lo mejor sería aumentar la longitud de los imanes y conservar su diámetro, de este modo el aumento en el estrés radial del dispositivo es mínimo o casi nulo (3). Tomando en cuenta lo anterior y de acuerdo con las medidas comerciales que existen de los imanes (61), se seleccionaron las dimensiones de radio = 15 mm y longitud = 40 mm de cada uno de los imanes, una longitud mayor habría aumentado el estrés tangencial, lo que podría desestabilizar la rotación del dispositivo.

Con base en esta selección de dimensiones de los IP, se llevó a cabo el cálculo para determinar las dimensiones de la funda retenedora y el contacto de interferencia. Para ello se determinó una velocidad de rotación mayor a la usada en (1), la cual corresponde a 60,000 rpm (debido a que una rotación mayor también generaría más energía), y menor a 100,000 rpm, que es el límite de velocidad para los MIP de MAV (4). De acuerdo con los criterios anteriores una velocidad optima tendría que estar entre este rango. Para este trabajo se propuso un valor de 80,000 rpm.

El máximo estrés se presenta en la superficie interior de la funda, por ello se utilizó la (Ec. 1) (62) para obtener a r_2 , que corresponde al grosor de la funda retenedora:

$$\sigma_{f\alpha} = \frac{3 + \nu_f}{4} \rho_f l_f \omega^2 \left[r_2^2 + \left(\frac{1 - \nu_f}{3 + \nu_f} \right) r_1^2 \right] + Pr \quad (\text{Ec. 1})$$

Donde:

$\sigma_{f\alpha}$ es el estrés en la cara interna en la funda ($100 \text{ MPa} \leq \sigma_{f\alpha} < 950 \text{ MPa}$)

ν_f es el coeficiente de Poisson de la funda (0.34)

ρ_f es la densidad de la funda ($4.4 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$)

r_1 es el radio exterior del IP ($15 \times 10^{-3} \text{ m}$)

l_f longitud de la Funda ($80 \times 10^{-3} \text{ m}$)

r_2 es el radio exterior de la Funda (m)

ω es la velocidad de rotación del rotor (8377.5804 Rad/s)

Pr es la presión en la cara interna de la Funda (Pa)

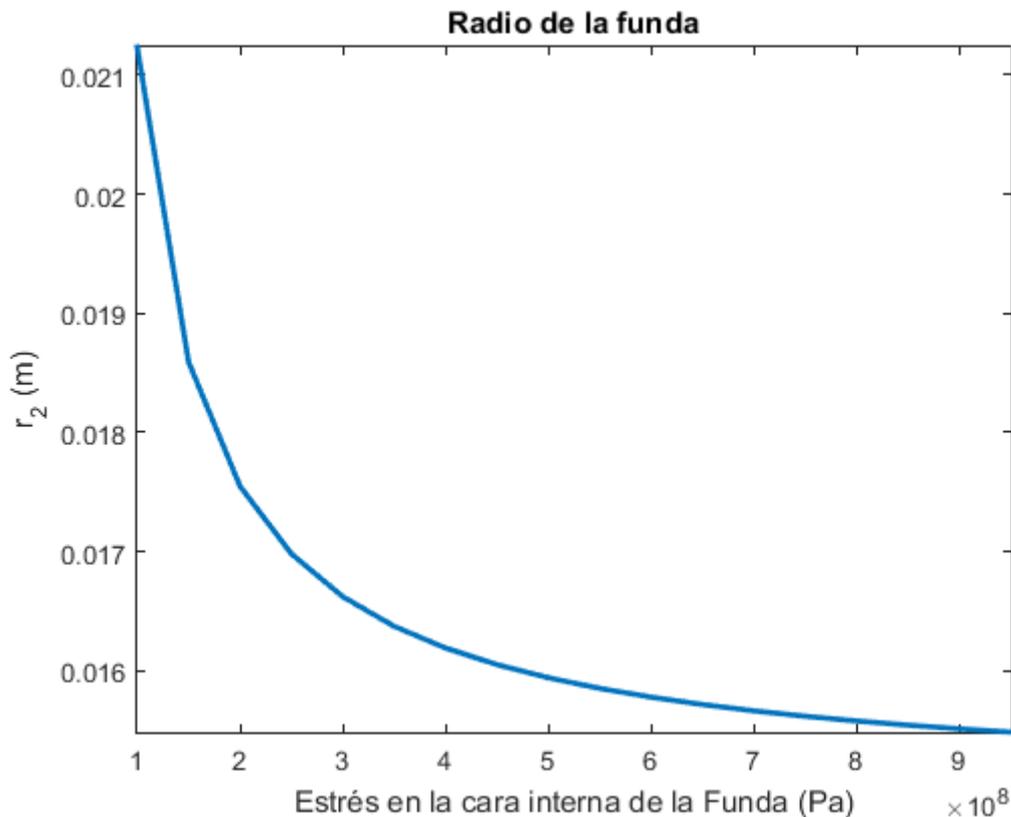
La Pr se obtiene mediante la (Ec. 2) (62):

$$Pr = \frac{\rho_i \omega^2 r_1^2}{4} \quad (\text{Ec. 2})$$

Donde:

ρ_i es la densidad del imán ($7.6 \times 10^3 \text{ Kg/m}^2$).

Considerando que el máximo estrés sea menor a la fuerza extensible de la funda, se definió un rango de $100 \text{ MPa} \leq \sigma_{f\alpha} < 950 \text{ MPa}$, que comprende valores menores a los 950 MPa de la fuerza extensible de la aleación del Titanio. Con estos valores se despejó a r_2 de la (Ec. 1) y se graficaron los valores del radio externo de la funda que se tomaron en cuenta, la Gráfica 1 muestra los resultados y tal como se puede observar, mientras mayor sea el grosor de la funda retenedora mayor estrés soportará la cara interna.



Gráfica 1 Relación del estrés al interior de la funda con respecto al radio exterior de la Funda (Gráfica programada en Matlab).

Para fines de esta tesis, se establecieron las siguientes dimensiones; para la funda: $D1 = 30\text{mm}$ que corresponde al diámetro externo de los imanes, $L = 80\text{mm}$ que es la suma de la longitud de ambos imanes, y para la cara externa $D2$ se propuso en relación al rango del estrés al interior de la Funda establecido en la Gráfica 1 y con base en las medidas propuestas por Watterson y Nicholson 2016 (1), es decir, se fijó a $D2 = 32 \text{ mm}$, de ser más gruesa la funda retenedora añadiría peso al sistema y por ende disminuiría su eficiencia (Imagen 16).

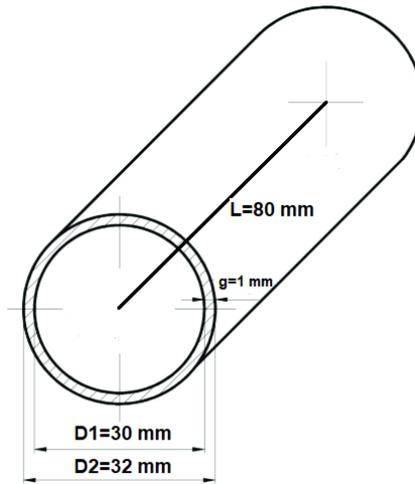


Imagen 16 Dimensiones de la funda retenedora (Imagen propia).

3.3 Cálculo del estrés mecánico

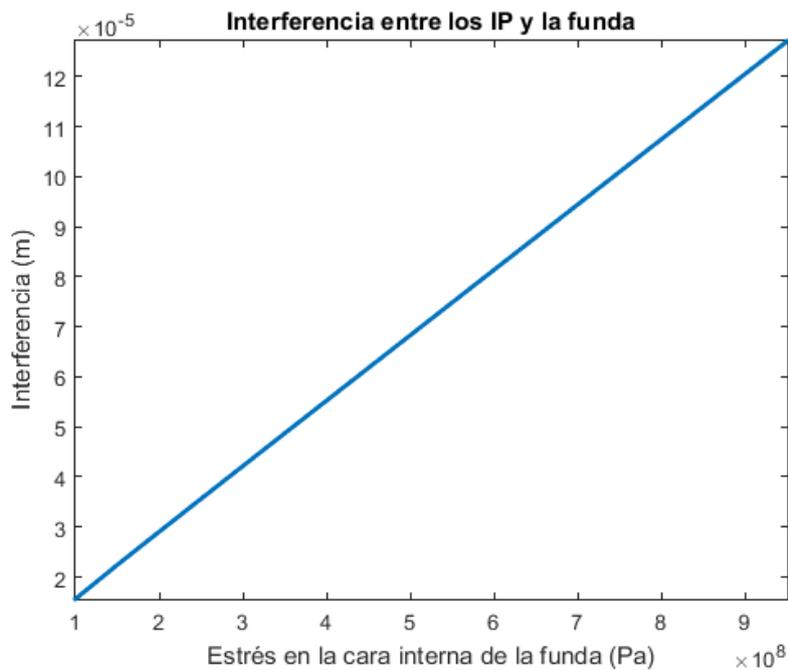
Después de haber propuesto el r_2 , se calculó el contacto de interferencia, utilizando el mismo valor de la presión de la cara interna de la funda, a través de la (Ec. 3) (62).

$$\delta = \frac{2r_1^3 Pr * r_2^2}{Ef(r_2^2 - r_1^2)r_1^2} \quad (\text{Ec. 3})$$

Donde:

δ es el contacto de interferencia (m)

Ef es el Módulo de Young de la funda (115×10^9 Pa)



Gráfica 2 Contacto de interferencia en relación con el estrés en la cara interna de la funda (Gráfica programada en Matlab) (62).

Con el valor propuesto de $D2 = 32$ mm, la presión tendría un valor aproximado a 470 MPa, de este modo, a partir de la Gráfica 2, el contacto de interferencia sería cercano a 0.06 mm, con estos valores se calculó el estrés mecánico (σ_r, σ_α) al que se va a someter el dispositivo, considerando principalmente el estrés en los IP y la funda retenedora, además de la presión de contacto entre ambos componentes. El cálculo se realizó como se muestra de la (Ec. 4) a la (Ec. 9) (3,56).

$$\frac{d\sigma_r}{dr} + \frac{\sigma_r - \sigma_\alpha}{r} + F = 0 \quad (\text{Ec. 4})$$

Donde:

r es el radio del MIP (16×10^{-3} m)

σ_r representa el estrés mecánico radial (Pa)

σ_α representa el estrés tangencial (Pa)

F es la fuerza de densidad (N)

Para poder obtener a la (Ec. 4) (Ecuación de equilibrio), fue necesario obtener el estrés radial (σ_r) y tangencial (σ_α) de ambos componentes, para esto se usaron las ecuaciones (Ec. 5) a (Ec. 9) (3,4).

$$F = \rho\omega^2 r \quad (\text{Ec. 5})$$

$$\sigma_{ir}(r) = \frac{(3 + v_i)\rho_i\omega^2 r_1^2}{8} \left[1 - \left(\frac{r}{r_1}\right)^2 \right] + \sigma_1 \quad (\text{Ec. 6})$$

$$\sigma_{i\alpha}(r) = \frac{(3 + v_i)\rho_i\omega^2 r_1^2}{8} \left[1 - \frac{1 + 3v_i}{3 + v_i} \left(\frac{r}{r_1}\right)^2 \right] + \sigma_1 \quad (\text{Ec. 7})$$

$$\sigma_{fr}(r) = \frac{(3 + v_f)\rho_f\omega^2 r_2^2}{8} \left[\left(\frac{r_1}{r_2}\right)^2 + 1 - \left(\frac{r}{r_2}\right)^2 - \left(\frac{r_1}{r}\right)^2 \right] + \sigma_1 \left(\frac{r_1}{r}\right)^2 \frac{r_2^2 - r^2}{r_2^2 - r_1^2} \quad (\text{Ec. 8})$$

$$\sigma_{f\alpha}(r) = \frac{(3 + v_f)\rho_f\omega^2 r_2^2}{8} \left[\left(\frac{r_1}{r_2}\right)^2 + 1 + \left(\frac{r_1}{r}\right)^2 - \frac{1 + 3v_f}{3 + v_f} \left(\frac{r}{r_2}\right)^2 \right] + \sigma_1 \left(\frac{r_1}{r}\right)^2 \frac{r_2^2 - r^2}{r_1^2 - r_2^2} \quad (\text{Ec. 9})$$

Donde:

σ_{ir} es el estrés radial del IP (Pa)

$\sigma_{i\alpha}$ es el estrés tangencial del IP (Pa)

σ_{fr} es el estrés radial de la funda (Pa)

$\sigma_{f\alpha}$ es el estrés tangencial de la funda (Pa)
 ν_i es el coeficiente de Poisson del IP (0.24)
 ν_f es el coeficiente de Poisson de la funda (0.34)
 r es el radio del MIP (0 a 16×10^{-3} m)
 r_1 es el radio exterior del IP (15×10^{-3} m)
 ω es la velocidad de rotación del rotor (8377.5804 Rad/s)
 σ_1 es el estrés radial en la interfaz IP-funda (Pa)
 ρ_i es la densidad del IP (7.6×10^3 Kg/m³)
 ρ_f es la densidad de la funda (4.4×10^3 Kg/m³)
 r_2 es el radio exterior de la funda (16×10^{-3} m)

Como se puede observar en la (Ec. 5), la fuerza de densidad incrementa proporcionalmente con el radio y con la velocidad de rotación (56).

Para el cálculo de las ecuaciones fue necesario usar las propiedades de los materiales previamente seleccionados, estas propiedades se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4 Propiedades del imán de NdFeB y la funda de Ti-6a1-4v.

Propiedades	NdFeB	Ti-6a1-4v (Aleación de titanio)
Densidad	$7600 \frac{kg}{m^3}$	$4400 \frac{kg}{m^3}$
Módulo de Young	150 000 MPa	115 000 MPa
Coeficiente de Poisson	0.24	0.34
Remanencia	1.45 T	-
Permeabilidad relativa	1.05	1.00005
Fuerza extensible	75 MPa	950 MPa
Coeficientes de dilatación	$5 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$	$8.6 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Radio interior	No Aplica	15 mm
Radio exterior	15 mm	16 mm
Velocidad	80,000 rpm	80,000 rpm
Longitud	40 mm	80 mm

Aunque se observa que la fuerza extensible del IP es de 75 MPa, el material es muy frágil, por lo que, el estrés que se produce en el imán por la alta velocidad de rotación, está limitada por la funda de aleación de titanio, que a su vez encapsula a los imanes con un ligero contacto de interferencia de 0.06mm (56).

Con los valores previos, se calculó el estrés mecánico en la interfaz, es decir, entre los imanes y la funda a través de la (Ec. 10) (3,4).

$$\sigma_1 = - \frac{e}{r_1 \left(\frac{1}{E_f} \left(\frac{r_2^2 + r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} + \nu_f \right) + \frac{1 - \nu_i}{E_i} \right)} \quad (\text{Ec. } 10)$$

Donde:

σ_1 es el estrés mecánico en la interfaz (Pa).

e es la interferencia entre el IP y la funda considerando la velocidad de rotación y temperatura (m).

E_i es el módulo de Young del IP (150×10^9 Pa).

E_f es el módulo de Young de la funda (115×10^9 Pa).

La interferencia tomando en cuenta la velocidad y temperatura se calculó con la (Ec. 11) (3).

$$e = u_i^\omega + u_f^\omega + \delta + r_1(c_i - c_f)(Tr - 20 \text{ }^\circ\text{C}) \quad (\text{Ec. } 11)$$

Donde:

u_i^ω es la contracción magnética (m)

u_f^ω es la expansión de la funda (m)

δ es la interferencia (0.6×10^{-3} m)

c_i es el coeficiente de dilatación del IP ($5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$)

c_f es el coeficiente de dilatación de la funda ($8.6 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$)

Tr es la temperatura de rotación del dispositivo ($60 \text{ }^\circ\text{C}$).

En este caso la temperatura de rotación del dispositivo se toma a $60 \text{ }^\circ\text{C}$, ya que es la temperatura que se alcanza aproximadamente a altas velocidades (1). La contracción magnética y expansión de la funda se calcularon con las ecuaciones (Ec. 12) y (Ec. 13) (3).

$$u_i^\omega = \frac{1 - \nu_i}{4E_i} \rho_i \omega^2 r_1^3 \quad (\text{Ec. } 12)$$

$$u_f^\omega = \frac{(3 + \nu_f)(1 - \nu_f)}{8E_f} \rho_f \omega^2 r_2^2 r_1 \left(\frac{2 + \nu_f}{1 - \nu_f} - \frac{4 + \nu_f}{3 + \nu_f} \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2 \right) \quad (\text{Ec. } 13)$$

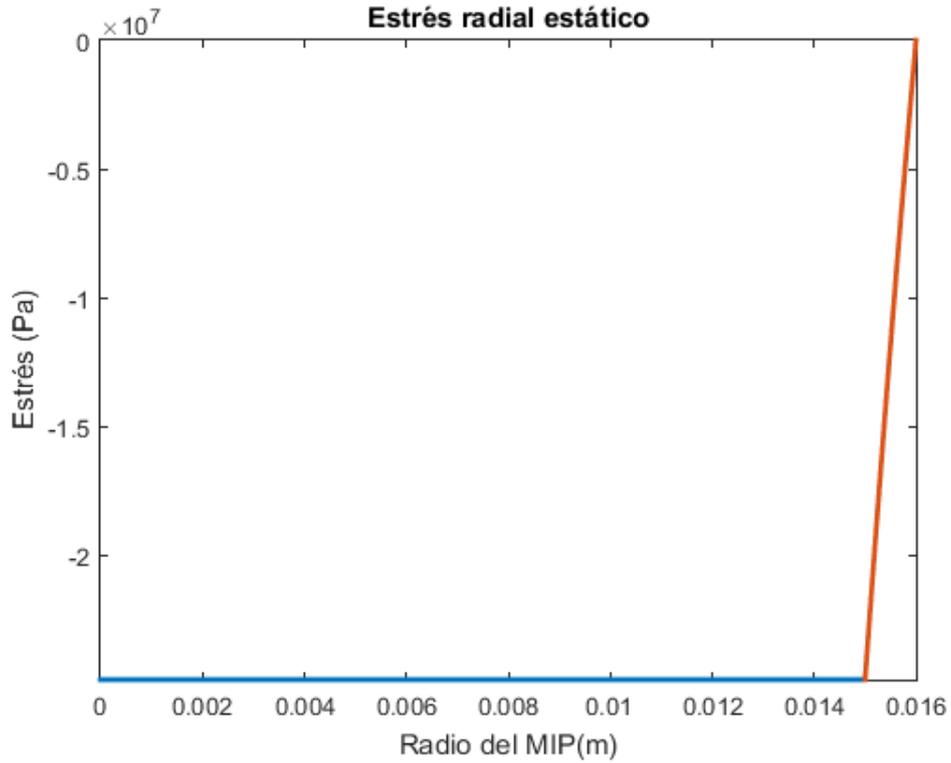
Las ecuaciones se programaron en Matlab, se obtuvieron los resultados de la Tabla 5 y se graficaron como se muestra de la Gráfica 3 a la Gráfica 6. Los resultados indican que

el máximo estrés en el rotor se localiza en la cara cilíndrica interna de la funda, cabe mencionar que con el aumento de la velocidad, el contacto de interferencia disminuye por la carga del rotor, además, en este caso el estrés que más nos interesa es al que está sometido el IP que corresponde a 23.752 MPa y 23.750 MPa radial y tangencial respectivamente, los cuales son valores mucho más bajos a los 75 MPa de la fuerza extensible que resiste el NdFeB (56).

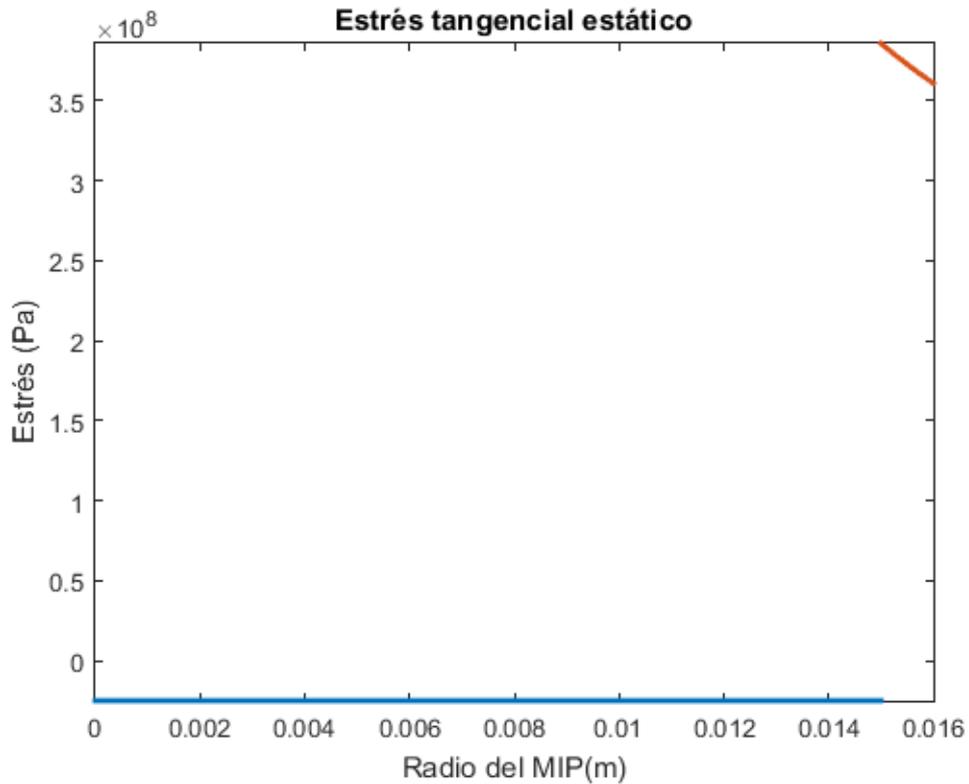
Tabla 5 Resultados de las fórmulas programadas en Matlab. En el apéndice se muestra el programa.

Variables	Resultados
P_r	2.7852 MPa
δ	0.06 mm
$\sigma_{ir} \text{Estático}$	-26.975 MPa
$\sigma_{i\alpha} \text{Estático}$	-26.975 MPa
$\sigma_{fr} \text{Estático}$	-26.975 MPa - -0.2449 MPa
$\sigma_{f\alpha} \text{Estático}$	391.58 MPa - 418.55 MPa
$\sigma_{ir} \text{Rotacional}$	-24.854 MPa - 23.752 MPa
$\sigma_{i\alpha} \text{Rotacional}$	-2.0511 MPa - 23.750 MPa
$\sigma_{fr} \text{Rotacional}$	-24.854 MPa - -0.2207 MPa
$\sigma_{f\alpha} \text{Rotacional}$	431.84 MPa - 463.11 MPa
$\sigma_1 \text{Estático}$	26.975 MPa
$\sigma_1 \text{Rotacional}$	24.854 MPa
e	0.053 mm
u_i^ω	2.2803 MPa
u_f^ω	6.8289 MPa

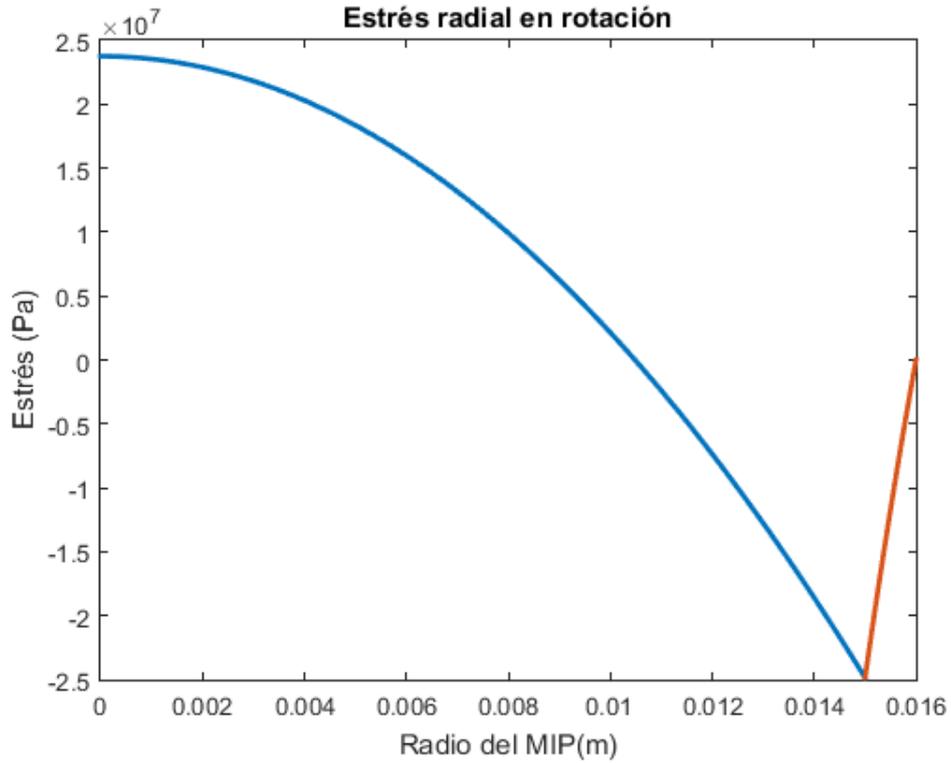
En las siguientes graficas se muestra el estrés radial y tangencial al que está sometido el MIP en estado estático y durante la rotación, en la línea de color azul se observa el comportamiento del estrés en el IP y en color rojo se muestra el estrés de la funda retenedora.



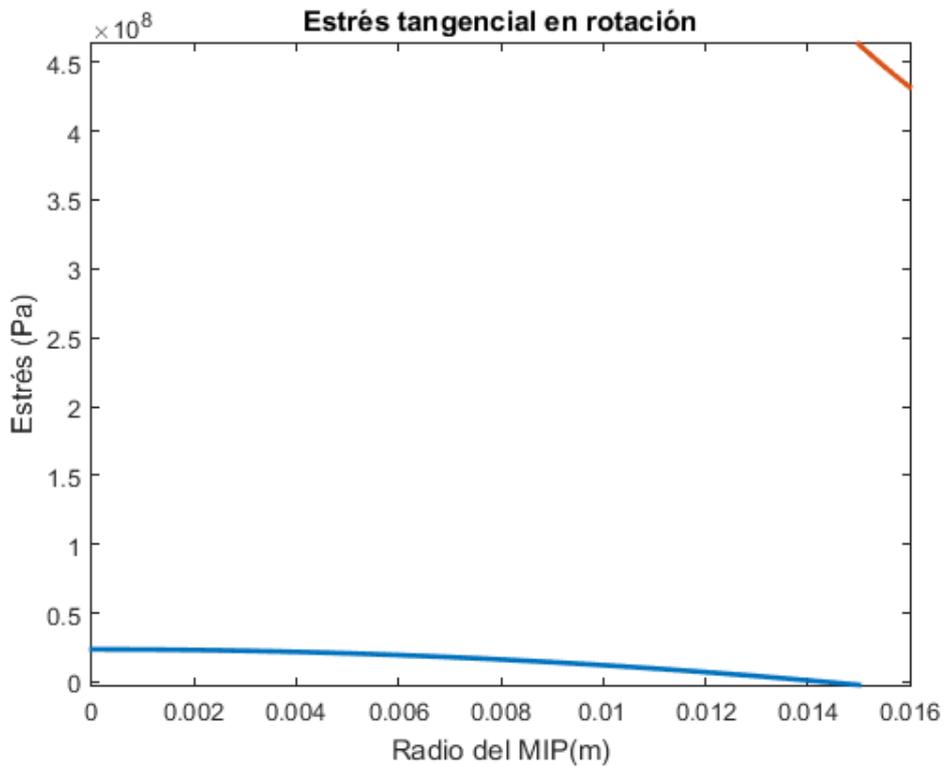
Gráfica 3 Estrés radial presente en el MIP, que corresponde a los IP (línea azul) junto con la funda retenedora (línea roja) cuando el sistema esta estático (Gráfica programada en Matlab).



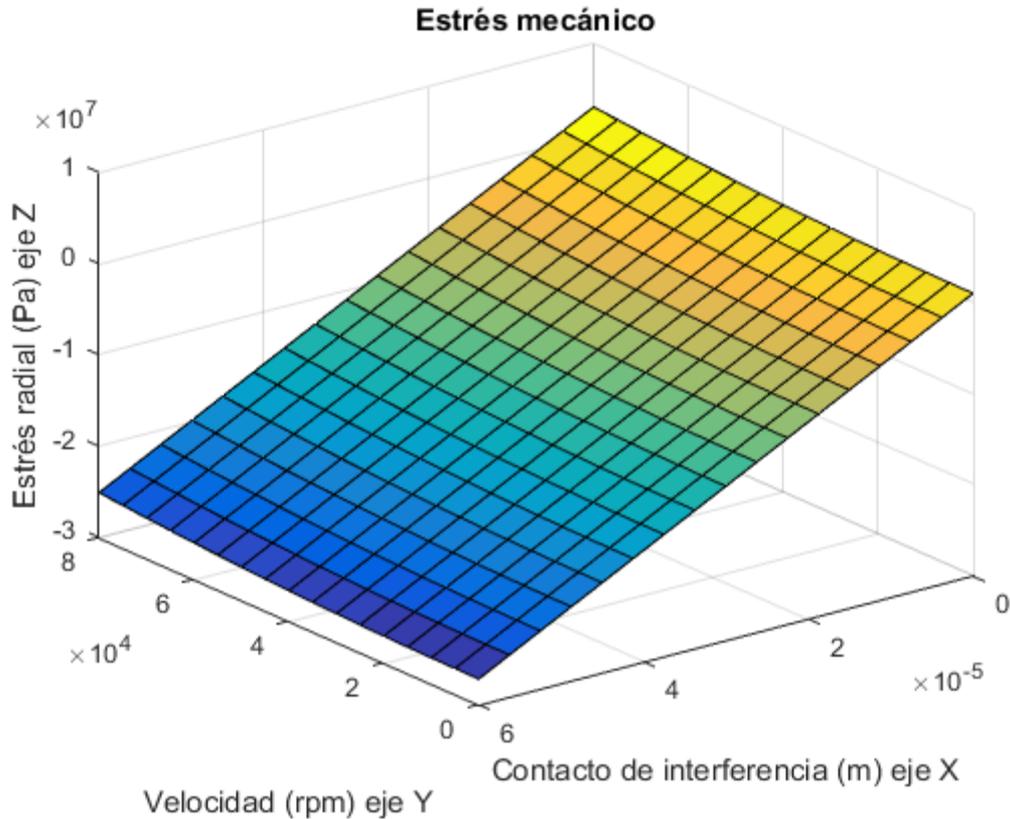
Gráfica 4 Estrés tangencial presente en el MIP, que corresponde a los IP (línea azul) junto con la funda retenedora (línea roja) cuando el sistema esta estático (Gráfica programada en Matlab).



Gráfica 5 Estrés radial presente en el MIP, que corresponde a los IP (línea azul) junto con la funda retenedora (línea roja) durante la rotación a 80,000 rpm (Gráfica programada en Matlab).



Gráfica 6 Estrés tangencial presente en el MIP, que corresponde a los IP (línea azul) junto con la funda retenedora (línea roja) durante la rotación a 80,000 rpm (Gráfica programada en Matlab).



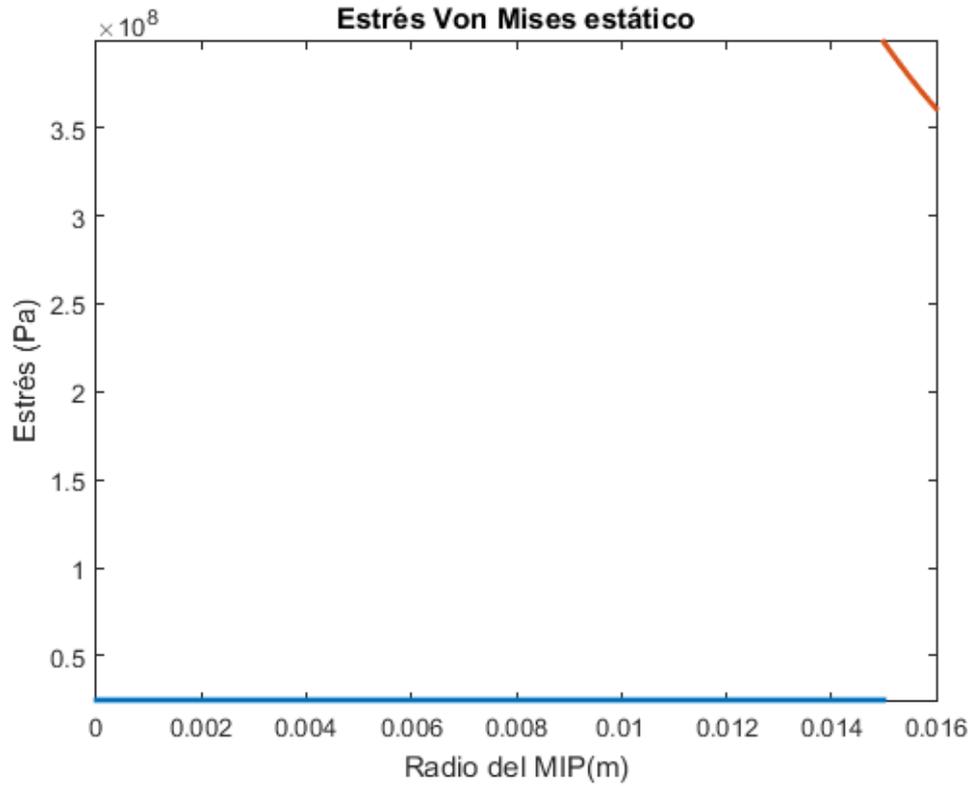
Gráfica 7 Relación entre el estrés radial, la velocidad de rotación del dispositivo y el contacto de interferencia (Gráfica programada en Matlab basada en (3)).

De acuerdo con los datos de la Tabla 5, la Gráfica 3, la Gráfica 5 y la Gráfica 7, se pudo observar que el estrés radial es negativo, esto significa que la presencia de la funda retenedora reduce el estrés radial en los IP. En la Gráfica 7 se observa la relación entre la velocidad del rotor, el contacto de interferencia y el estrés radial, a mayor contacto de interferencia, existe mayor reducción del estrés mecánico; en cuanto a la velocidad, se observa que, a mayor velocidad, existe un aumento en el estrés mecánico.

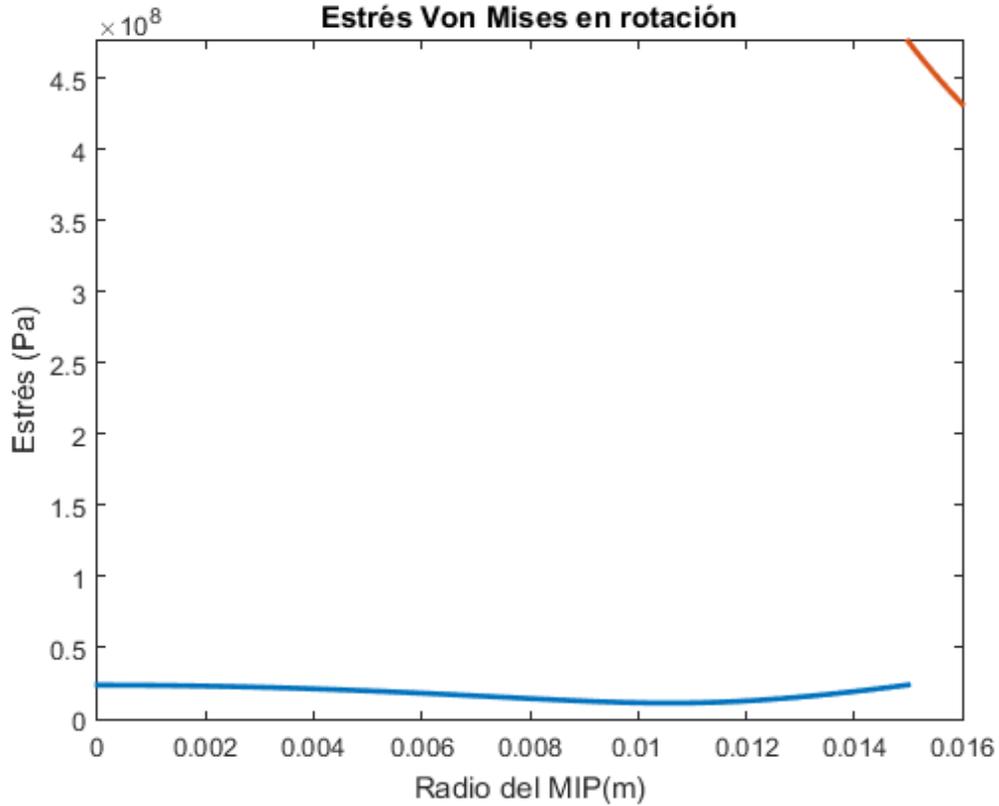
Para asegurar una operación segura del dispositivo, se hizo un cálculo adicional; en el que se desarrolló la ecuación de Von Mises (σ_V), este parámetro indica la magnitud del estrés elástico permisible en materiales dúctiles como los propuestos en este trabajo y se comparó con la fuerza extensible de los materiales de la Tabla 4, la fórmula corresponde a la (Ec. 14) (4,56).

$$\sigma_V = \sqrt{\sigma_r^2 + \sigma_\alpha^2 - \sigma_r \sigma_\alpha} \quad (\text{Ec. 14})$$

La (Ec. 14) también fue programada y graficada en Matlab, así entonces se obtuvo la Gráfica 8 y la Gráfica 9.



Gráfica 8 Estrés Von Mises presente en el MIP, que corresponde a los IP (línea azul) junto con la funda retenedora (línea roja) en estado estático.



Gráfica 9 Estrés Von Mises presente en el MIP, que corresponde a los IP (línea azul) junto con la funda (línea roja) a una velocidad de 80,000 rpm.

En ambas graficas el estrés en los materiales no supera lo permisible de acuerdo con los valores de la Tabla 4, por lo que, en cuanto a estrés mecánico, el diseño del dispositivo podrá resistir las tensiones mecánicas a las que será sometido.

3.4 Cálculo del campo magnético generado

Una vez calculado el estrés mecánico del rotor, se determinó el campo magnético generado por el dispositivo. De acuerdo con lo reportado en la literatura, la fórmula para calcular la densidad de flujo magnético (Tesla) está dada por la (Ec. 15) y (Ec. 16) (57).

$$\frac{\partial E_z}{\partial z} / f = 2\mu_0 H_0 \left(F\left(\frac{x_0}{R}, 0\right) - F\left(\frac{x_0}{R}, \frac{l}{R}\right) \right), \quad [Vm^{-2}Hz^{-1} = Tesla] \quad (Ec. 15)$$

Donde:

f es la frecuencia de rotación del MIP (1.333 kHz)

x_0 es la distancia desde el eje z del IP hasta el musculo a estimular (m).

μ_0 es la constante de permeabilidad magnética al vacío ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m).

H_0 coercividad efectiva del imán (1.09×10^6 A/m).

R es el radio del imán (15×10^{-3} m).

l es la longitud axial sobre el eje z (80×10^{-3} m).

E es el campo eléctrico

$$F(x, z) = \int_0^1 \frac{1}{\sqrt{(x - \sqrt{1 - y^2})^2 + y^2 + z^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x + \sqrt{1 - y^2})^2 + y^2 + z^2}} dy \quad (Ec. 16)$$

Donde:

z es la distancia axial sobre el eje z (m).

x es la distancia radial sobre el eje x (m).

dy es la distancia tomada sobre el eje y (m).

La frecuencia de rotación a 80,000 rpm corresponde a 1.333 kHz, la constante de permeabilidad magnética al vacío es de $4\pi \times 10^{-7}$ H/m y la coercividad del IP es de 1.09×10^6 , los resultados de las ecuaciones anteriores se muestran en la Gráfica 10, en la cual se observa la relación entre la distancia sobre el eje z , que es la distancia desde el eje del dispositivo hasta 100 mm de distancia (Imagen 17).

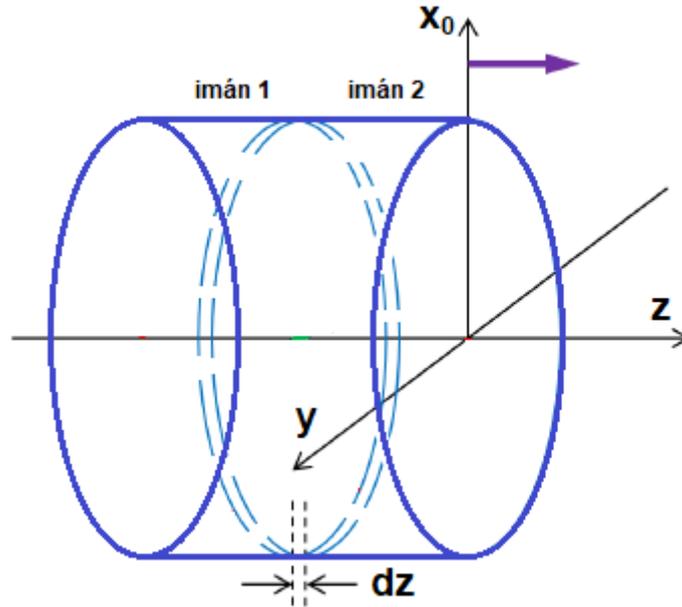
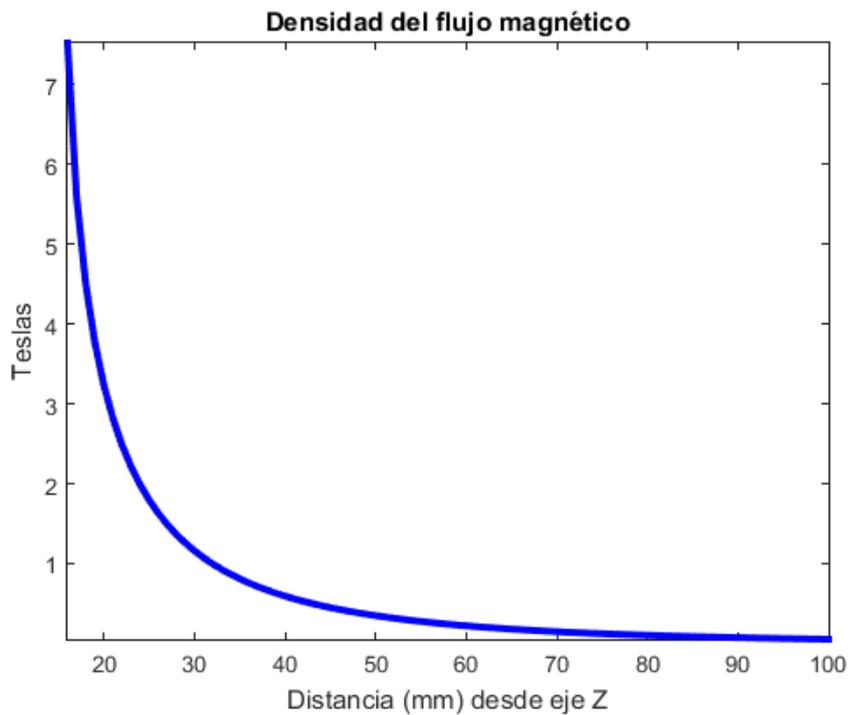


Imagen 17 Ejes de los IP (Imagen propia).

En dicha gráfica es posible ver que la máxima energía obtenida es de más de 7 Teslas, y que a mayor distancia del eje z, menor es el campo magnético obtenido.



Gráfica 10 Densidad del flujo magnético (Gráfica programada en Matlab).

3.5 Cálculo de la pérdida de potencia

Después de haber calculado la densidad de flujo magnético, se calculó la pérdida de potencia por fricción con aire, si bien no hay una salida mecánica en el dispositivo, es importante considerar este factor debido a que la fricción por aire aumentaría la energía necesaria para alcanzar la velocidad de rotación del dispositivo. Dicho fenómeno se calculó con la (Ec. 17) a la (Ec. 19) (3,63).

$$P_p = \pi C_d l r_2^4 \omega^3 \rho_a \quad (\text{Ec. 17})$$

Donde:

P_p es la pérdida de potencia (W)

l es la longitud del IP (80×10^{-3} m)

ω la velocidad angular (8377.5804 Rad/s)

ρ_a es la densidad del aire (kg/m^3)

C_d es el coeficiente de fricción

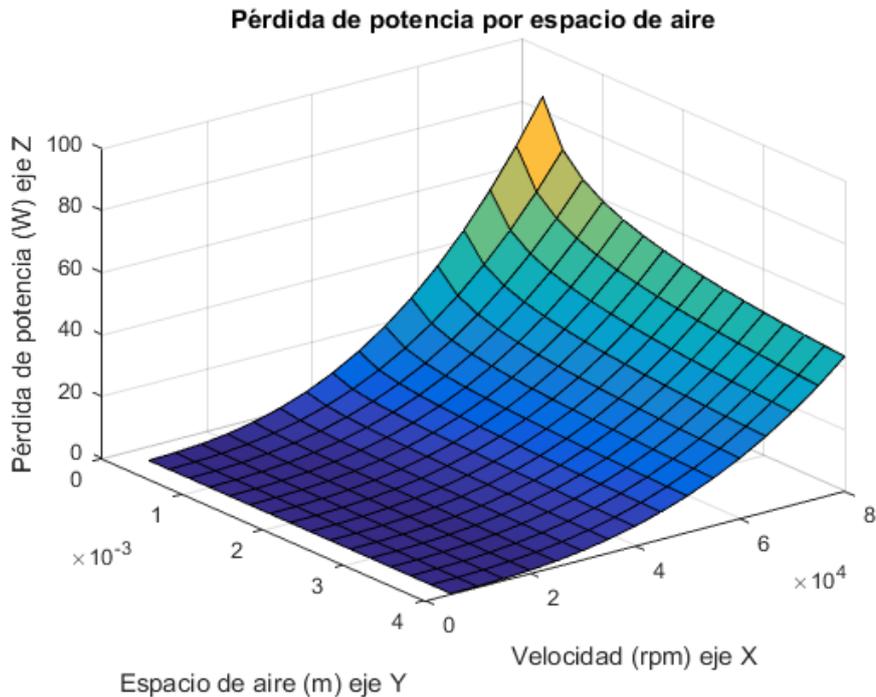
La densidad del aire corresponde a 1.06 kg/m^3 , mientras que el coeficiente de fricción se calculó con la (Ec. 18) (3,63).

$$\frac{1}{\sqrt{C_d}} = 2.04 + 1.768 \ln(Re \sqrt{C_d}) \quad (\text{Ec. 18})$$

Donde Re corresponde al número de Reynolds, el cual se obtuvo a través de la (Ec. 19) (3).

$$Re = \frac{r_2(r_{ci} - r_2)\omega}{\nu} \quad (\text{Ec. 19})$$

Donde r_{ci} corresponde al radio interior de la circunferencia donde se sitúan las bobinas (Imagen 21) y ν es la viscosidad cinemática del aire, la cual corresponde a $1.89 \times 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$. Los resultados se muestran en la Gráfica 11.



Gráfica 11 Pérdida de potencia por espacio de aire (Gráfica programada en Matlab).

En la gráfica se puede ver que, a menor velocidad y mayor espacio de aire, existe una pérdida menor de potencia, sin embargo, al aumentar la velocidad y disminuir el espacio de aire, la pérdida de potencia aumenta. A 80,000 rpm la pérdida de potencia con un espacio de aire de entre $3 \times 10^{-3} \text{ m}$ y $4 \times 10^{-3} \text{ m}$, se mantiene baja, por lo que para este diseño se tomó el valor de $3 \times 10^{-3} \text{ m}$. La pérdida de potencia por fricción en los rodamientos del sistema también se ve implicada, sin embargo, aún no existen modelos matemáticos que puedan calcular dicha pérdida, debido a que es difícil realizar el cálculo para velocidades tan altas, por ello, para el diseño de este dispositivo, este factor no se consideró (3,56).

3.6 Profundidad de penetración

El último modelo matemático que se desarrolló fue la profundidad de penetración del campo magnético en el tejido humano, este modelo se obtuvo a través de la (Ec. 20) (1).

$$\delta = \sqrt{\frac{\eta}{\pi f \mu_0}} \quad (\text{Ec. } 20)$$

Donde:

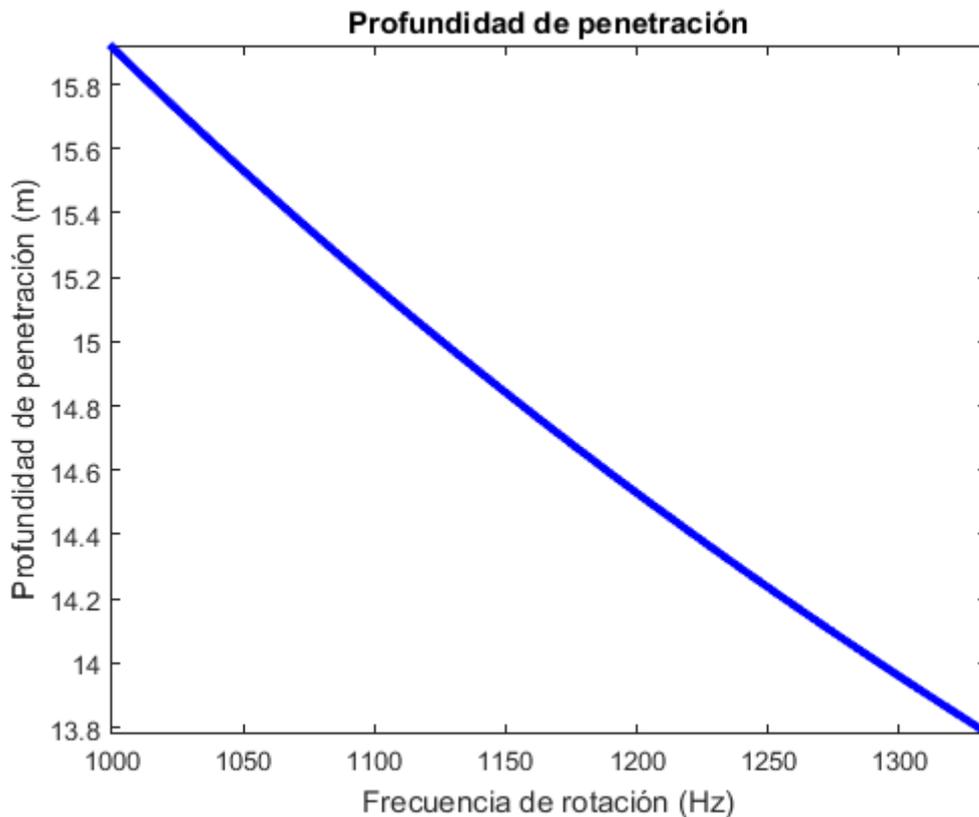
δ es la profundidad de penetración de un campo magnético (m).

η es la resistencia del medio (1-10 Ω).

f es la frecuencia de rotación (1333 Hz).

μ_0 es la constante de permeabilidad magnética al vacío ($4\pi \times 10^{-7}$ H/m).

El resultado de la ecuación anterior se muestra en la Gráfica 12, en donde se puede ver que, a mayor frecuencia de rotación, menor es la distancia de penetración, sin embargo, aun cuando se alcanzan los 1.333 kHz, la profundidad de penetración es de aproximadamente 13.8 metros, lo que es suficiente para penetrar los tejidos de los músculos que se desean estimular.



Gráfica 12 Profundidad de penetración del campo magnético en el tejido en relación con la velocidad de rotación (Gráfica programada en Matlab)

3.7 Diseño de bobinas

Para iniciar con el diseño de la configuración de las bobinas, se tomó en cuenta el hecho de que una estructura ranurada (donde regularmente se colocan dichas bobinas) aumenta las vibraciones, lo cual también aumenta las corrientes de Eddy en el rotor y aumenta las pérdidas de potencia, que son bastante significativas en motores de alta velocidad. Para ello, se ha propuesto utilizar un estator sin ranuras como el de la Imagen 18, el cual es uno de los métodos más efectivos, especialmente para motores de alta velocidad, para eliminar las vibraciones y la pérdida de corriente en la superficie del rotor (58).

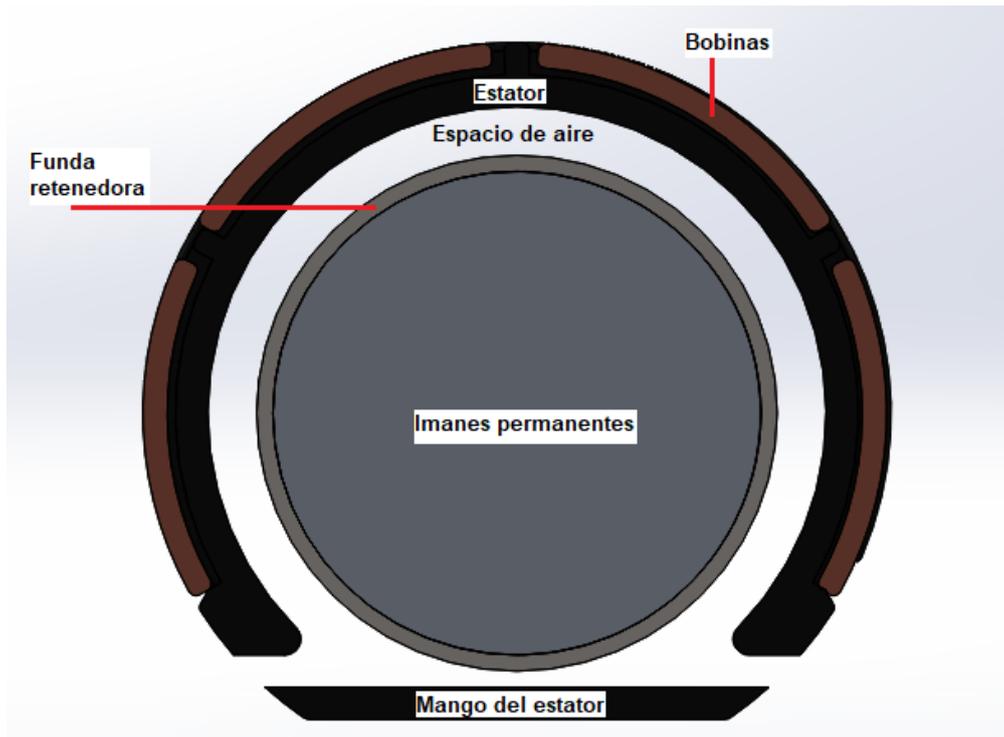


Imagen 18 Configuración de un MIP de MAV con estator sin ranuras.

A pesar de sus ventajas, también aumenta la pérdida de corriente en las bobinas que se debe principalmente al efecto de proximidad causado por el imán permanente giratorio. Por lo que, muchas veces se hace uso de un cable de configuración Litz (Imagen 19) de múltiples hilos para reducir significativamente la pérdida de corriente (58). En la Imagen 20 se observa la configuración de las bobinas en una vista superior (más adelante se muestra una vista isométrica para una mejor interpretación del arreglo, junto con la configuración estrella en la que se observa la relación entre cada bobina y las 3 fases), debido al bajo voltaje cada bobina requiere únicamente de 3 vueltas (57).

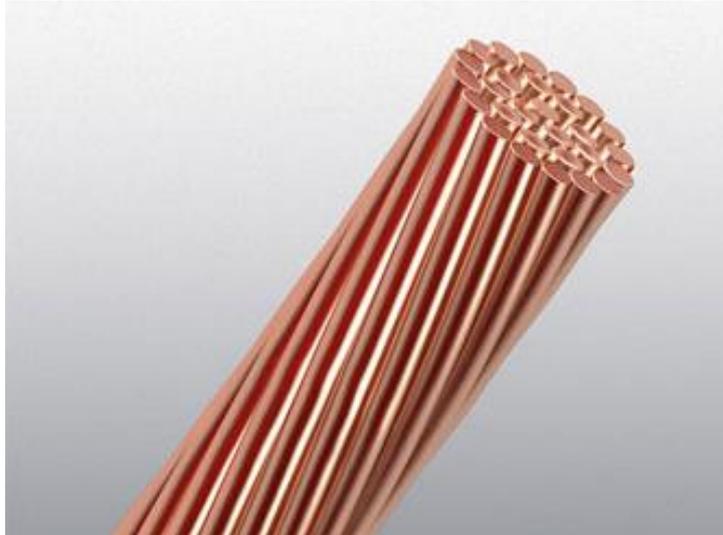


Imagen 19 Cable con configuración Litz.



Imagen 20 Vista superior de la configuración de bobinas por fase, en la que corresponde a 2 bobinas por fase y 3 vueltas de cable por bobina.

El torque requerido para hacer rotar el dispositivo es bastante pequeño porque la única carga es aquella relacionada con la pérdida de potencia del sistema que se observa en la Gráfica 11. Para fines de este proyecto únicamente se consideró dicho torque que es

de aproximadamente 80 W, sin embargo, debido a la pérdida que también existe en los rodamientos para estos cálculos se consideró una potencia de 100 W.

Tomando en cuenta la fórmula de (3), la cual corresponde a la (Ec. 21):

$$T = \frac{2B_R J l_a r_1^{p+1} \left[\frac{r_{ce}^{p+2} - r_{ci}^{p+2}}{r_{yi}^{2p} (p+2)} + g(p, r_{ce}, r_{ci}) \right] f(\alpha_i, \theta, p)}{(1+p)[(1+\mu_r) + (1-\mu_r)\left(\frac{r_1}{r_{yi}}\right)^{2p}]}$$
 (Ec. 21)

Donde:

T es el torque obtenido a partir de la (Ec. 22).

$$P = T w$$
 (Ec. 22)

Donde:

P es la potencia mecánica

w es la velocidad de rotación (8377.5804 Rad/s).

B_R es la remanencia (1.45 Teslas).

J es la densidad de corriente.

l_a es la longitud activa (80×10^{-3} m).

r_1 es el radio del IP (15×10^{-3} m).

r_{ci} es el radio interno de las bobinas (19×10^{-3} m).

r_{ce} es el radio externo de las bobinas (19.7870×10^{-3} m).

p es el número de pares de polos (2).

μ_r es la permeabilidad relativa en el IP (1.05 H/m).

$$g(p, r_{ce}, r_{ci}) = \ln \frac{r_{ce}}{r_{ci}}$$
 (Ec. 23)

$$f(\alpha_i, \theta, p) = \text{sen}(p(\alpha_4 - \theta)) - \text{sen}(p(\alpha_3 - \theta)) - (\text{sen}(p(\alpha_2 - \theta)) - \text{sen}(p(\alpha_1 - \theta)))$$
 (Ec. 24)

Donde:

α_i $i = 1, \dots, 4$ son los ángulos que hay entre cada una de las bobinas correspondiente a la configuración, 2 por fase en un arreglo de 3 fases, es decir, 6 bobinas en total como se muestra en la Imagen 20 y la Imagen 21 de acuerdo con (64).

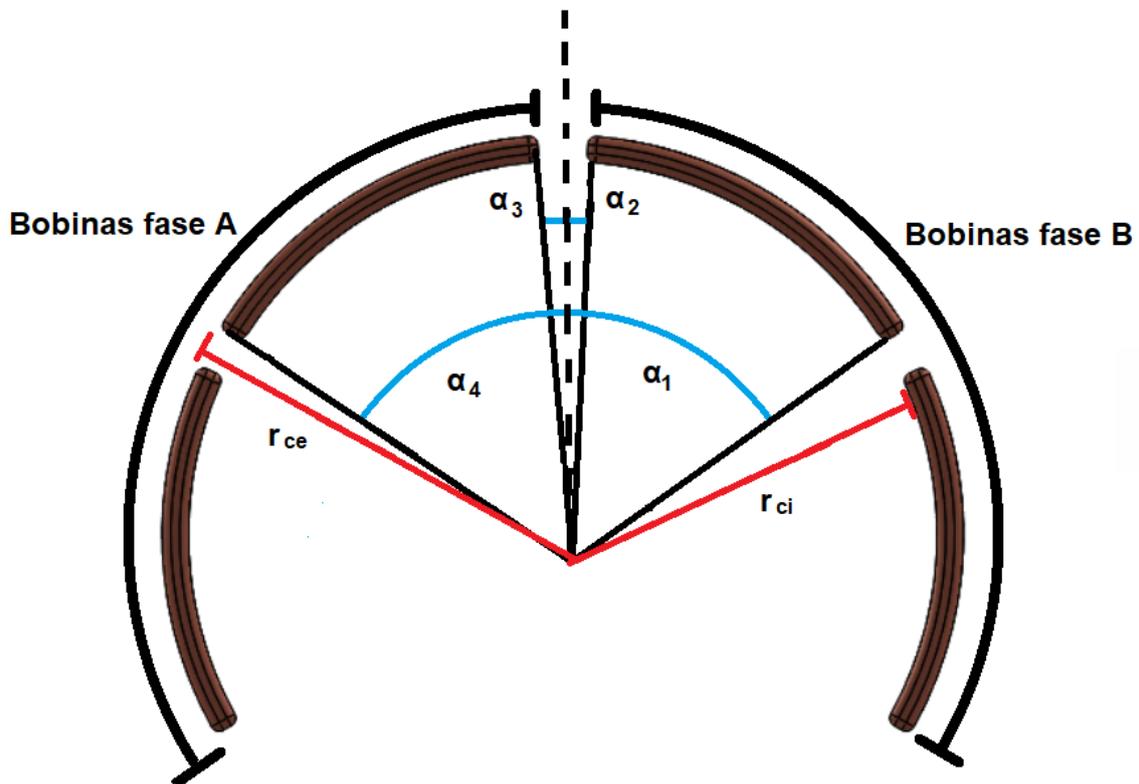


Imagen 21 Configuración angular de la bobina trifásica (64).

De la (Ec. 21) se despeja a la densidad de corriente, con la cual se obtuvo a la corriente de la bobina a través de la (Ec. 25).

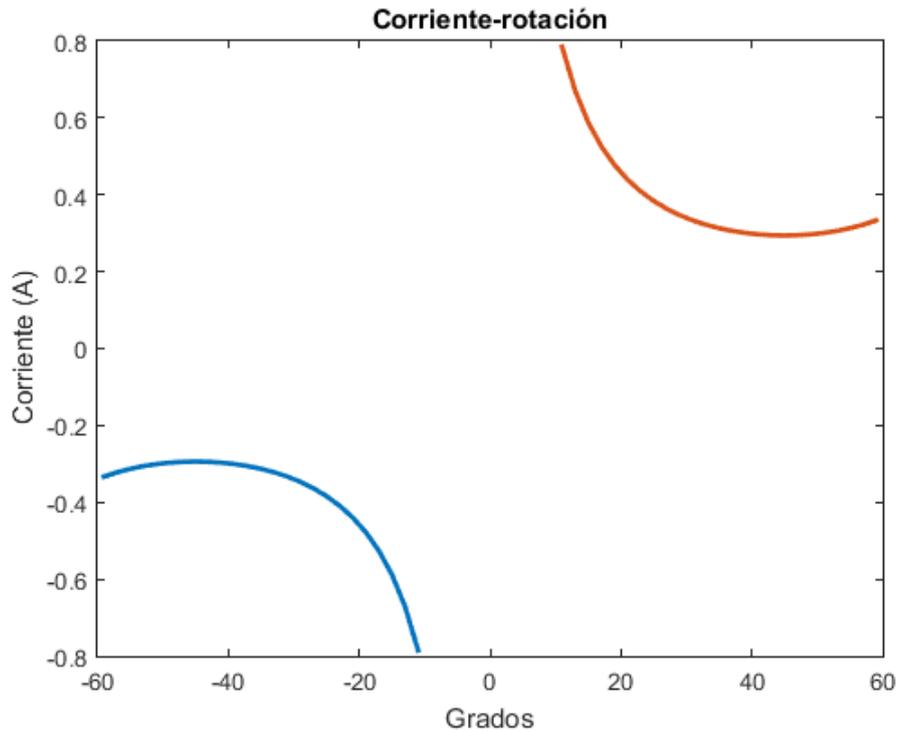
$$J = I/A \quad (Ec. 25)$$

Donde:

I es la corriente (Amperios).

A es el área del segmento de la bobina (0.0000004864 m²).

En la configuración Litz, la corriente en cada vuelta se divide en pequeños hilos, para cierto número de hilos e intensidad de corriente, existe un diámetro óptimo. Un diámetro de aproximadamente 0.071 mm es comúnmente usado con un número de hilos igual a 60 para bobinas de alta frecuencia (56). A mayor número de hilos y menor su diámetro, las pérdidas y resistencia disminuye, sin embargo, después de 100 hilos, la reducción en la pérdida de corriente es mucho menor (65). Por lo que para este modelo se eligió un cable de 38 AWG (American Wire Gauge) que cuenta con 60 hilos, un radio aproximado de 0.78 mm por hilo y una resistencia de 10.8 Ω por cada 305 metros (66).



Gráfica 13 Relación corriente-grados de la bobina. La gráfica azul muestra una corriente negativa de -0.8 Amperios en la mitad de la bobina C ($\alpha_1 - \alpha_2$) que se muestra en la Imagen 21, mientras que la gráfica roja muestra la corriente positiva de 0.8 Amperios en la mitad de la bobina A ($\alpha_4 - \alpha_3$), este cambio de sentido en la corriente permite que las bobinas hagan girar a la configuración de IP (Gráfica programada en Matlab).

Los resultados obtenidos se observan en la Gráfica 13, donde se obtuvo una corriente máxima de aproximadamente 0.8 A.

En la configuración trifásica del sistema se pretende emplear un modo estrella, como se muestra en la Imagen 22 porque esta configuración permite suavizar la corriente de ondulación de fase, según (1), en la Imagen 23 se observa cómo se observaría dicho arreglo en el modelo del dispositivo.

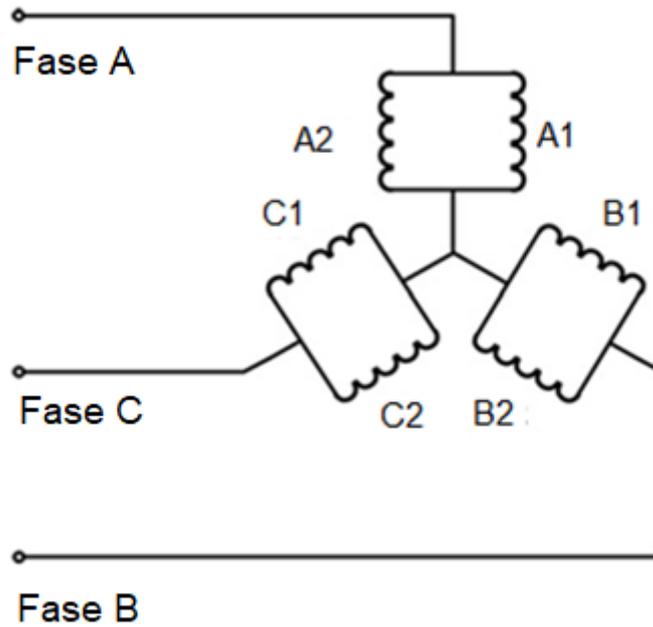


Imagen 22 Configuración estrella del sistema trifásico con 2 bobinas paralelas por fase, donde las bobinas A1 y A2 corresponden a la fase A, las bobinas B1 y B2 corresponden a la fase B y las bobinas C1 y C2 corresponden a la fase C (67).



Imagen 23 Configuración de bobinas en el sistema RAVIP (en esta imagen únicamente se pretende representar gráficamente la posición de las bobinas en el dispositivo, por lo que no se observa una conexión entre cada una, sin embargo, el arreglo deberá corresponder al mostrado en la Imagen 22).

Capítulo 4. Simulación del sistema

4.1 simulación mecánica

Después de haber programado cada una de las ecuaciones anteriores y haber obtenido la graficas correspondientes, se realizó la simulación del sistema usando los valores de la Tabla 4 y las medidas previamente establecidas. El modelo usado para dicha simulación se exportó del programa SolidWorks, el cual consiste en los 2 IP y la funda retenedora como se muestra en la Imagen 24.

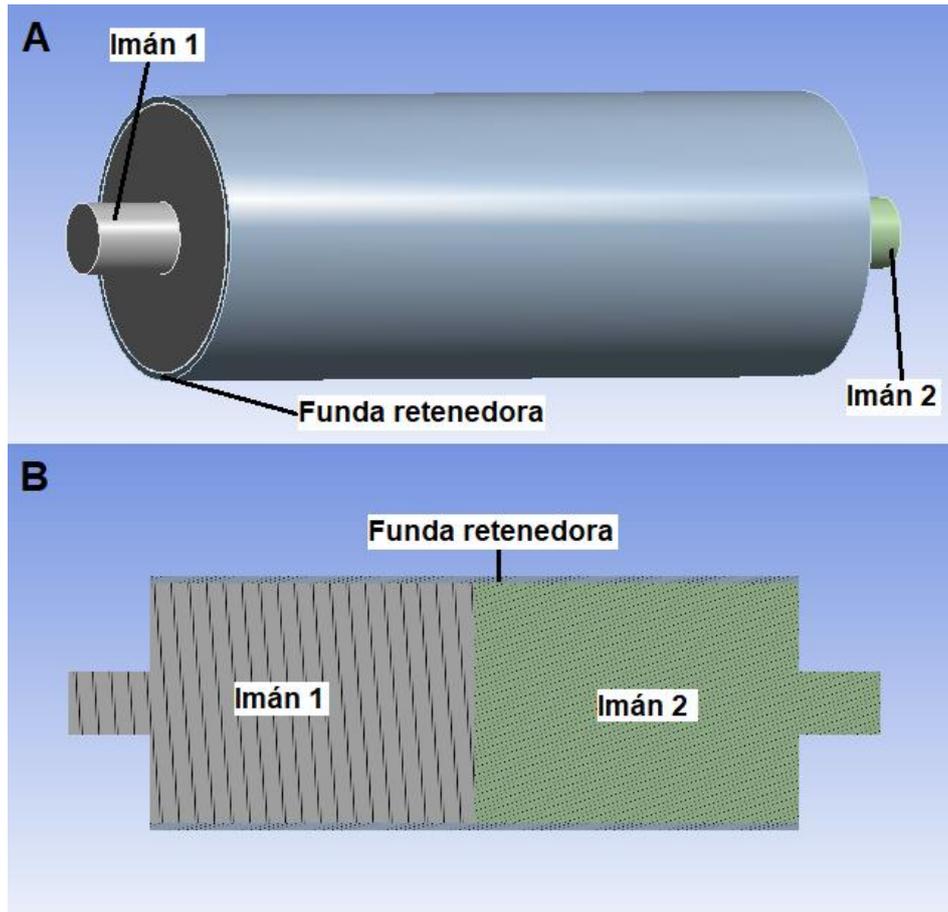


Imagen 24 Imanes permanentes y funda retenedora usados para simulación de estrés mecánico.

La simulación se realizó en el software ANSYS R18.1 y los resultados obtenidos se muestran en la Imagen 25 a Imagen 28. Tal como se observa en la Imagen 25 el máximo estrés corresponde a un valor entre 440.25 MPa y 503.05 MPa, que es un valor muy parecido al que se obtuvo con los modelos matemáticos programados en Matlab y que se observan en la Gráfica 8. Es posible ver que el máximo estrés lo presenta la funda retenedora. De igual manera se observa que el imán se mantiene con un estrés constante de 0.6274 MPa, muy similar a lo obtenido en la Gráfica 8. Cabe mencionar que esta simulación se realizó en un estado estático del sistema.

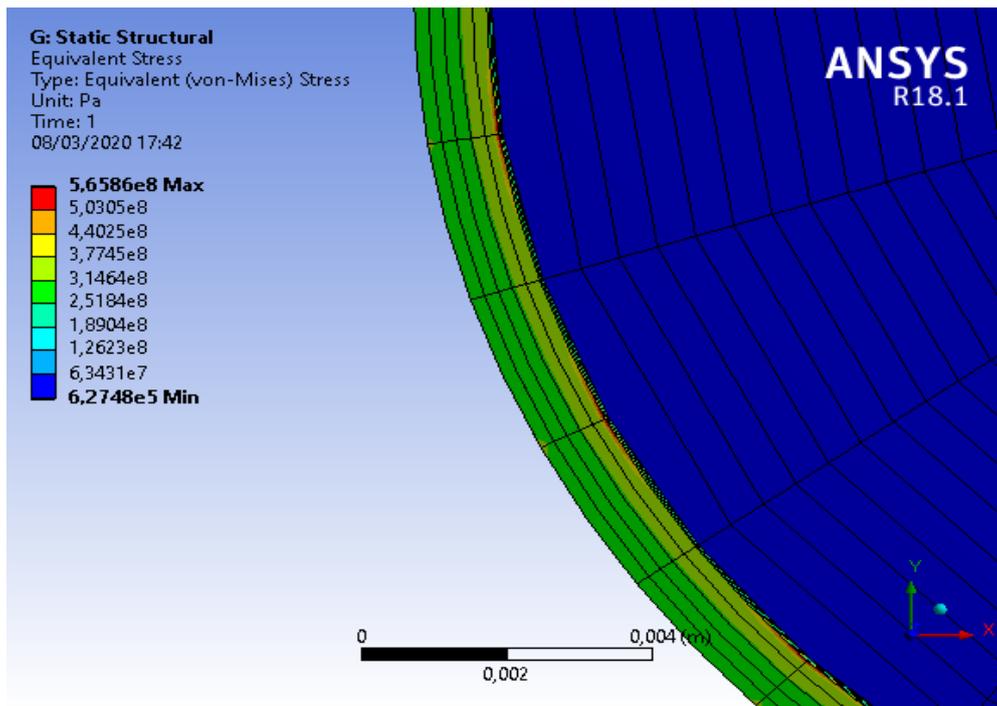


Imagen 25 Estrés Von Mises estático presente en la funda y los IP durante la simulación.

En la Imagen 26 se observa el estrés mecánico presente en el contacto de interferencia con un valor máximo de 29.931 MPa, el cual es bastante similar al obtenido a través de la (Ec. 10) de 26.975 MPa y que se muestra en la Tabla 5.

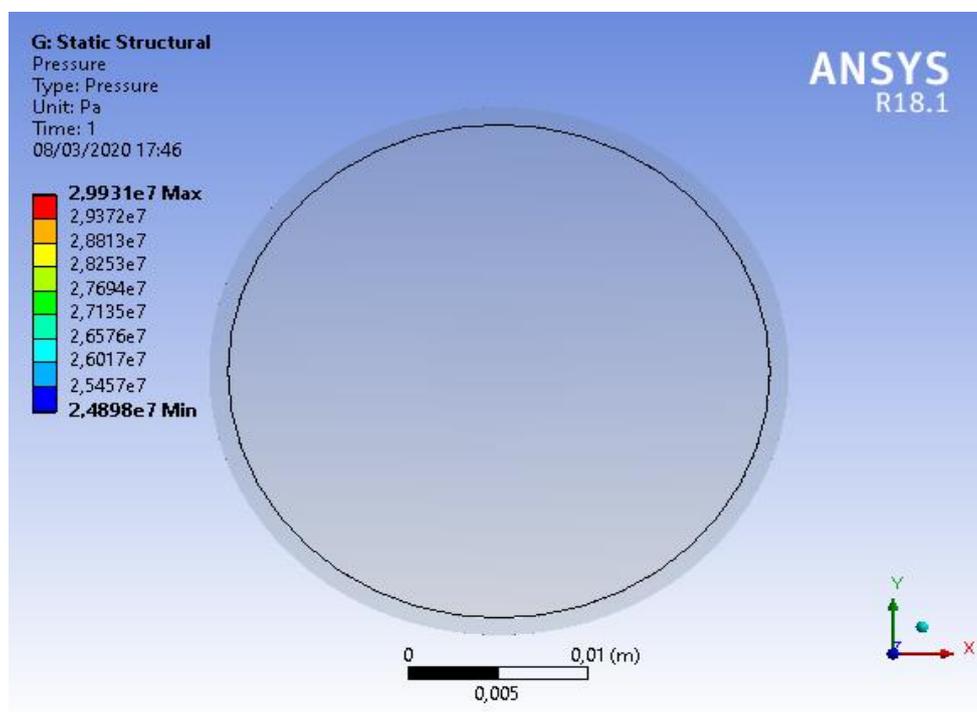


Imagen 26 Estrés mecánico estático presente en el contacto de interferencia entre la funda y los IP obtenido durante la simulación.

La misma simulación se realizó durante la rotación del sistema, la cual se fijó a 80,000 rpm, de igual manera se obtuvo el estrés Von Mises que se muestra en la Imagen 27, en este caso el estrés máximo tiene un valor de entre 397.1 MPa y 529.29 MPa, el cual tiene en ese intervalo un valor similar al obtenido en la Gráfica 9, que corresponde a 475 MPa.

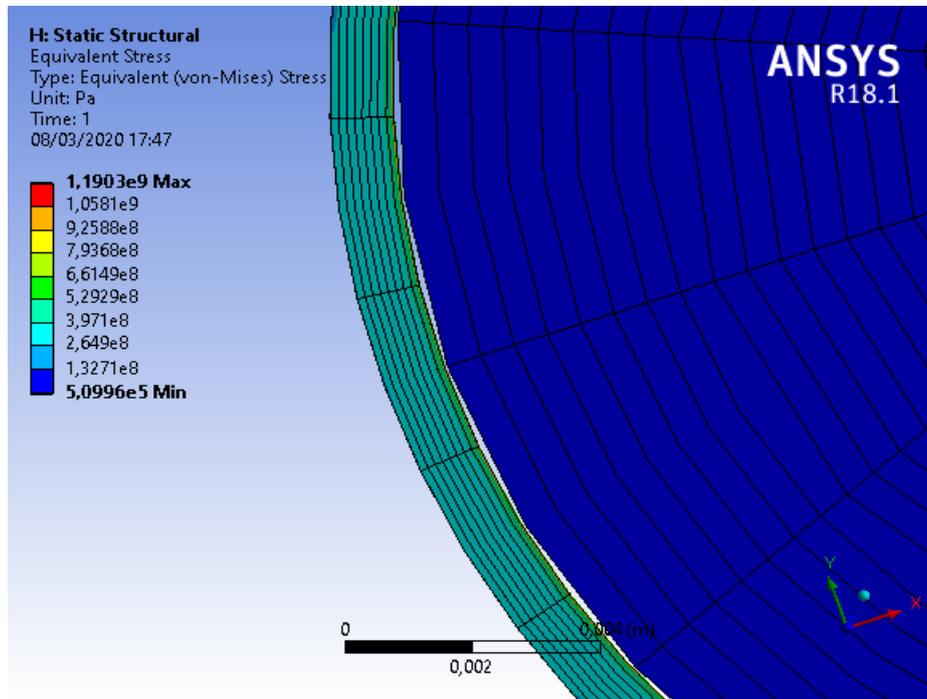


Imagen 27 estrés Von Mises del dispositivo con una rotación de 80,000 rpm obtenido durante la simulación.

Como se mencionó previamente, con el aumento de la velocidad el contacto de interferencia se debilita, por lo que el estrés en el contacto de interferencia debería ser menor al rotar a 80,000 rpm (56), justo como lo muestra la Imagen 28.

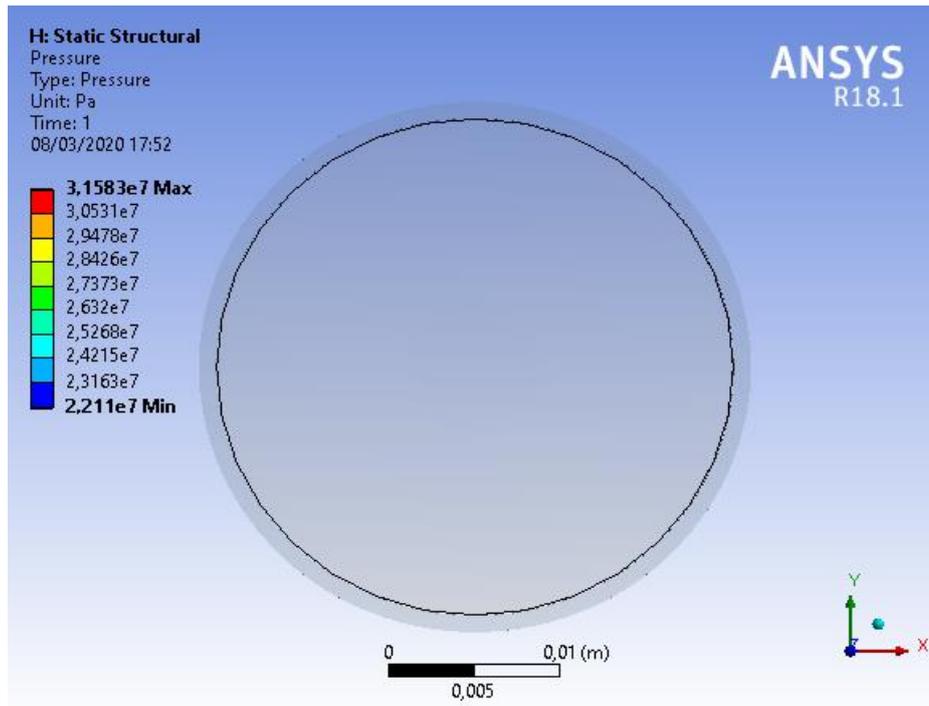


Imagen 28 Estrés mecánico en el contacto de interferencia entre la funda y los IP durante la rotación a 80,000 rpm obtenido durante la simulación.

4.2 Simulación magnética

La simulación del campo magnético producido por la rotación de alta velocidad de los imanes permanentes se realizó en el software ANSYS Maxwell. Para poder realizar la simulación se establecieron los números de polos del IP de acuerdo con la configuración cuadripolar como lo muestra la Imagen 29, en cuanto a las propiedades mecánicas y magnéticas de los IP, se establecieron los mismos valores de la Tabla 4.

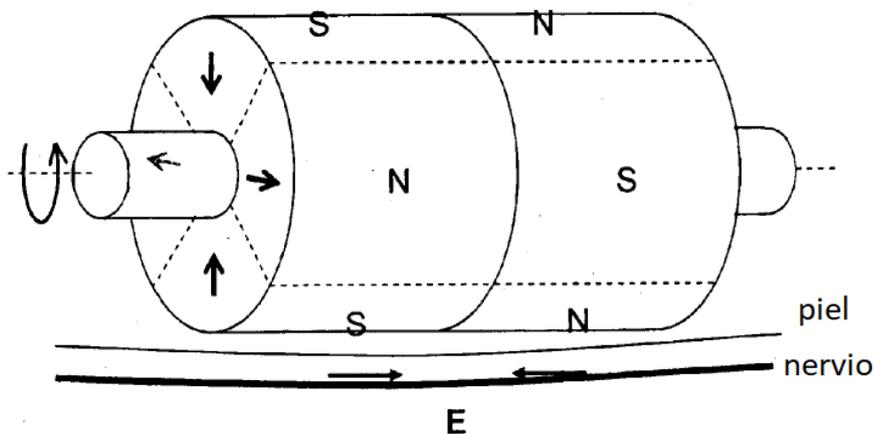


Imagen 29 configuración cuadripolar de los imanes permanentes sugerida por Watterson (10).

En el software se estableció que el color rojo representa los polos sur, mientras que el color azul representa los polos norte, se realizó esta asignación de colores para que fuera fácil distinguir cada polo, la Imagen 30 corresponde a la configuración antes de la simulación.

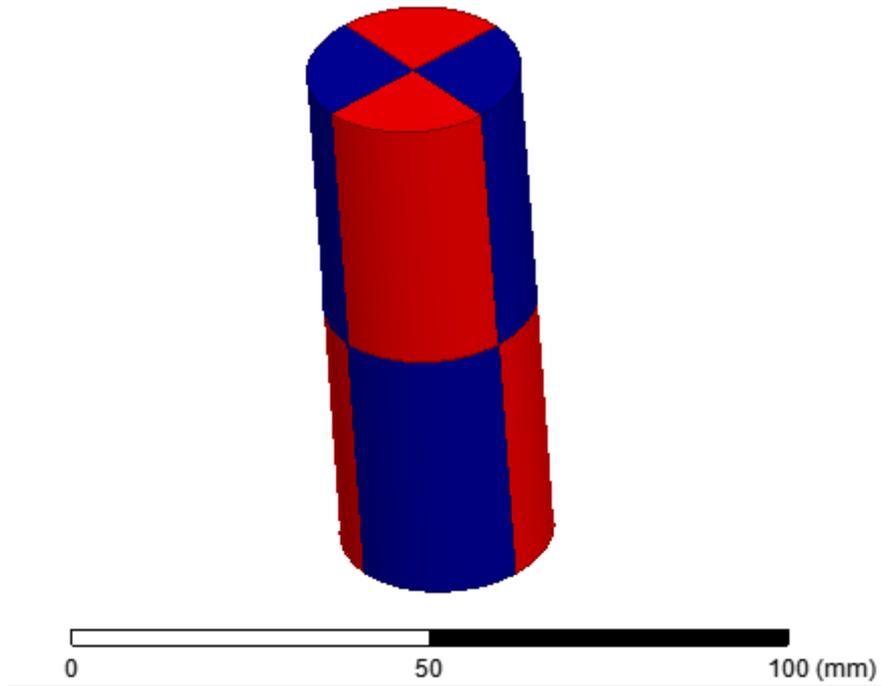


Imagen 30 configuración cuadripolar de los IP, donde el color rojo representa los polos sur de los imanes, mientras que el color azul representa los polos norte.

Posteriormente se realizó la simulación del dispositivo en estado estático, los resultados se obtuvieron en Teslas (unidad de medida de la densidad de flujo magnético) como lo muestra la Imagen 31, la energía corresponde a 2.6 Teslas. Cabe mencionar que la energía en esta simulación no es efectiva para producir alguna reacción sobre el musculo, ya que en este caso los IP se encuentran en estado estático y su frecuencia de rotación es de 0 Hz.

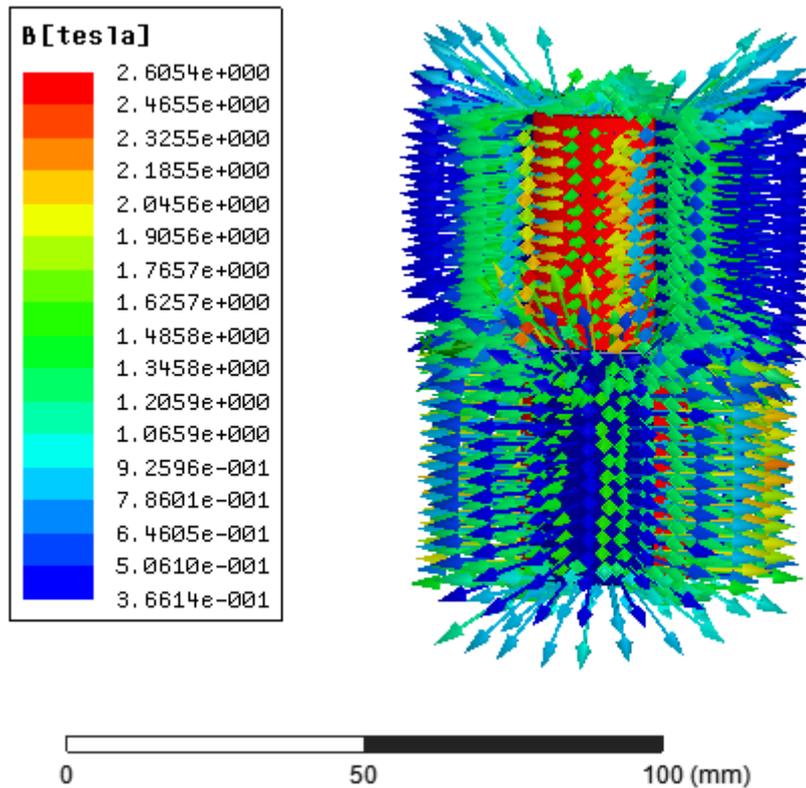


Imagen 31 Simulación del campo magnético producido por los IP en estado estático.

Finalmente se obtuvo la Imagen 32, la cual corresponde a la simulación del campo magnético producido por el dispositivo a 80,000 rpm o 1.333 kHz. Es posible observar que los Teslas generados en la superficie del sistema RAVIP alcanzan un valor muy parecido al obtenido en la Gráfica 10, es decir, mas de 7 Teslas, sin embargo, al igual que en dicha gráfica, a mayor distancia menor concentración de campo magnético, por lo que también se esperaría que a los 25 mm a partir del eje de los IP, se obtengan los 2 Teslas de energía necesarios para generar las contracciones musculares. Por otro lado, en la Imagen 33 se observa que la máxima energía generada a 180 Hz, corresponde a 3.8 Teslas, que de igual manera sería una energía que disminuiría con la distancia, pero en la que se esperaría que se produjeran contracciones muy leves como en (1).

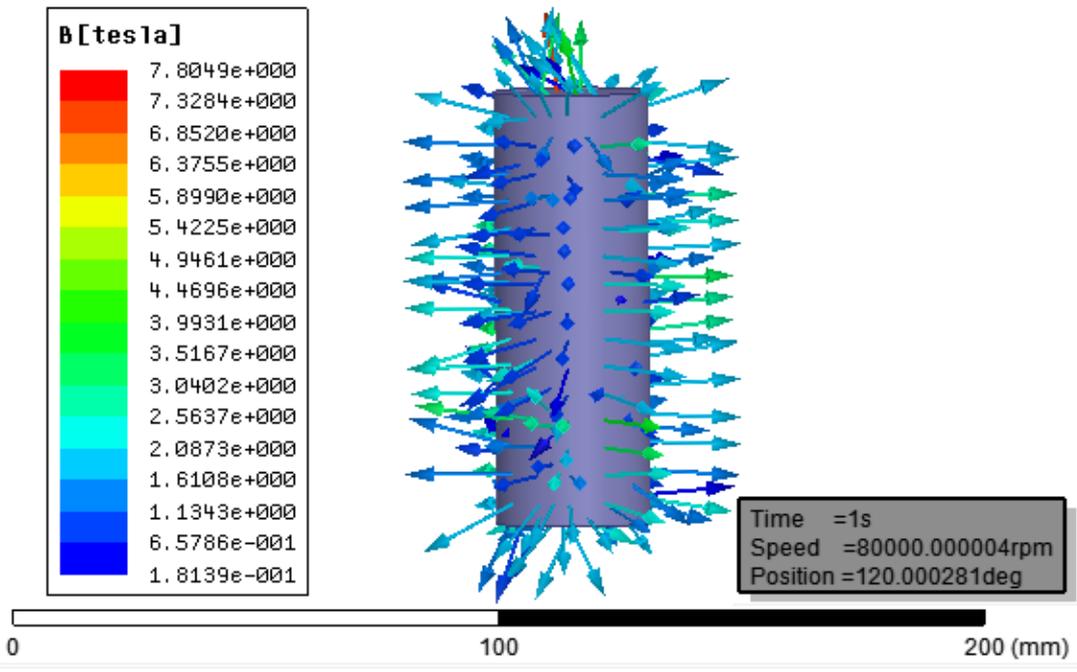


Imagen 32 Simulación del campo magnético producido por los IP a 80,000 rpm (1.333 kHz).

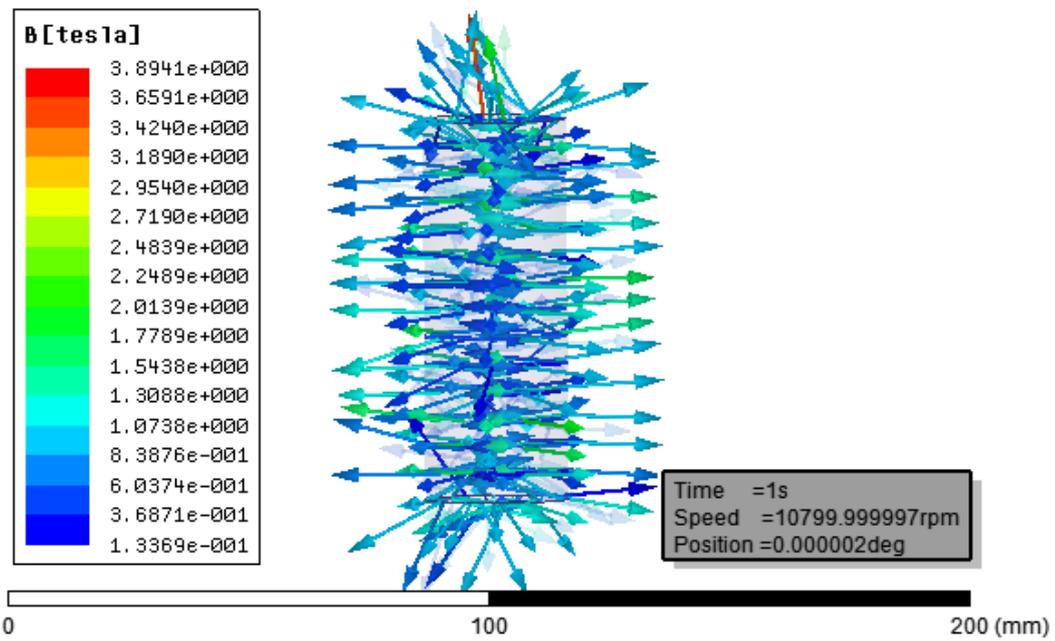


Imagen 33 Simulación de campo magnético producido por los IP a 10,800 rpm (180 Hz).

Capítulo 5. Modelado del sistema en SolidWorks

5.1. Rotor

El rotor fue previamente diseñado para poder ser utilizado en la simulación a través del software ANSYS, es decir, se importó la geometría de SolidWorks a ANSYS, con las medidas previamente propuestas y las cuales se pueden observar con mayor detalle en el apartado de Apéndice 1. Medidas del sistema de RAVIP. La Imagen 34 muestra cómo se compone el rotor. Los imanes son los que presentan una pequeña extrusión al frente y atrás, para poder ser encajados a presión con los rodamientos, mientras que la funda retenedora encapsulará a los IP a presión a través de un procedimiento que se llama termoretracción (1).

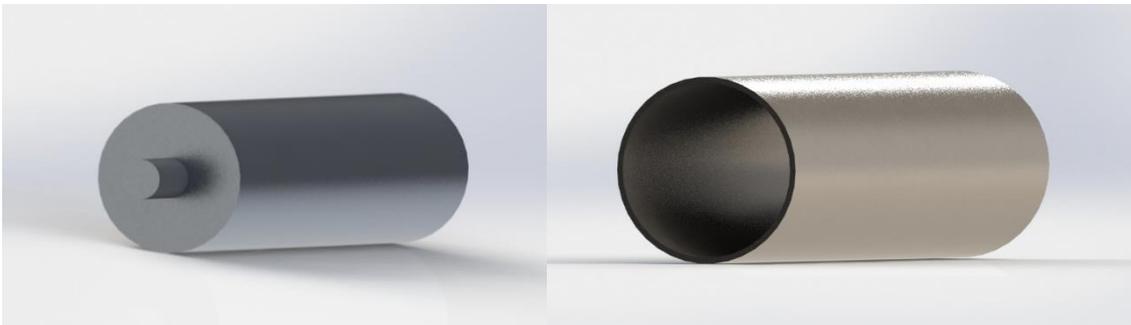


Imagen 34 A) Modelo de los imanes permanentes. B) Modelo de la funda retenedora.

5.2 Estator

Como previamente se había establecido el estator debe ser un material que evite corrientes de Eddy para evitar la acumulación de voltaje ante un flujo magnético variante en el tiempo, lo cual podría resultar peligroso para la persona quien manipule el dispositivo (1,68). Se consideraron varios polímeros por sus propiedades y por su disponibilidad en el mercado, sin embargo, finalmente se eligió el ABS (Acrylonitrilo Butadieno Estireno), por tener mayor resistencia y un buen precio respecto a otros polímeros. Sus dimensiones pueden ser observadas en el apartado de Apéndice 1. Medidas del sistema de RAVIP. La Imagen 35 e Imagen 36 muestran como luciría el estator y el mago del estator.



Imagen 35 Estator de ABS.



Imagen 36 Mango del estator de ABS.

5.3. Rodamiento

Para un sistema de RAVIP la selección del material en los rodamientos es un poco complicado, ya que existen diferentes opciones que dependen de los requerimientos del rotor (69). En este caso, los rodamientos, al igual que como se mencionó con el estator, debían ser de un material que evite corrientes de Eddy, que no se acumule el voltaje, y que también soporte el estrés mecánico al que estará expuesto el rotor. Una buena opción fueron los rodamientos de cerámica, por lo que se propuso el uso de óxido de circonio como material, de acuerdo con la recomendación de Watterson y Nicholson 2016 (1). Además, a diferencia de los rodamientos convencionales de metal, a altas velocidades, los rodamientos de cerámica presentan menos vibración, lo que los hace ideales para este sistema (70). Este rodamiento tiene las medidas 8x22x7 mm que lo

hace encajar perfectamente con el estator y los IP (Imagen 37), cabe mencionar que es un producto comercial y se puede encontrar en (71).

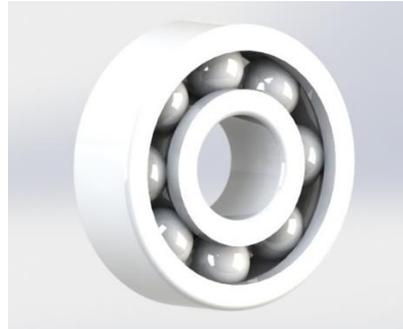


Imagen 37 Rodamiento de óxido de circonio.

5.4 Bobinas

Para las bobinas que producen el giro en el imán se hizo una selección del material, propiedades y fases que integraron la configuración trifásica del sistema, en este apartado también ya hay algunas propuestas en cuanto al material (cobre), el cual es muy buen conductor, de bajo costo y con buenas propiedades mecánicas. Se propone usar la configuración Litz, que son alambres de cobre esmaltados, ensamblados y trenzados con una forma geométrica o paralela como se mostró en la Imagen 19. Proporciona una ventaja sustancial para bobinas de alta frecuencia y para otras aplicaciones electrónicas, en este modelo ya es posible ver presente la configuración estrella con 2 bobinas paralelas por fase en el modelo del dispositivo final (Imagen 38).

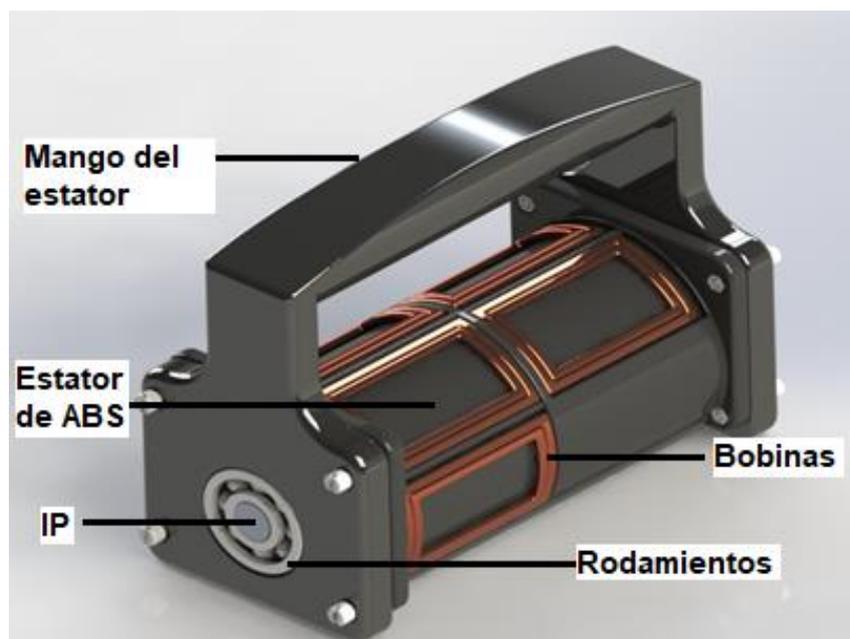


Imagen 38 Dispositivo final integrando las bobinas, los rodamientos, el estator, el mango del estator, la funda retenedora y los IP.

Capítulo 6. Integración del sistema

En este capítulo se integran los componentes del dispositivo de acuerdo con las características propuestas durante los cálculos y las simulaciones, para ello, se propusieron 2 maneras de integrar al sistema con diferentes componentes electrónicos para poder llevar a cabo la construcción del dispositivo. Estas 2 sugerencias dependen del tipo de control que el usuario desee emplear, manual o a control remoto, esas es la única diferencia entre los 2 modelos de integración.

6.1 Modelo de integración 1

Primero se propuso el uso de un ESC (controlador de velocidad electrónico), el cual controlará la velocidad de rotación en los IP a través de la configuración estrella de las bobinas, es decir, este controlador se conecta directamente a las bobinas y controla la polaridad del voltaje para hacer rotar al dispositivo. Se tomó en cuenta el controlador comercial *LOSB9530 1/36th Xcelorin brushless (Losi, USA)* que aparece en la Imagen 39, ya que como lo muestra la Tabla 6 puede generar frecuencias de cambio en la polaridad del voltaje de 8KHz, lo que es suficiente para los 1.333 KHz que se pretenden alcanzar en el MIP de MAV, y únicamente necesita 7.4 volts de alimentación y 6 amperios, esto significa que una batería portátil podría alimentarlo sin necesidad de alguna fuente de poder que incremente su peso y tamaño, en la Imagen 40 se muestra una batería comercial que se ha propuesto para alimentar este controlador, además, dicho controlador cuenta con un circuito interno que puede alimentar a 5 volts y 1 amperio.



Imagen 39 ESC comercial LOSB9530 1/36th Xcelorin brushless (Losi, USA) (72). Las 3 fases estarían directamente conectadas a las bobinas que corresponde a la Imagen 22.

Tabla 6 Especificaciones del ESC comercial LOSB9530 1/36th Xcelorin brushless (Losi, USA) (72).

Especificaciones	
Voltaje de entrada	4.8-7.4 V
BEC (Circuito eliminador de batería)	5 V/1 A
Frecuencia de operación	8 KHz
Corriente de operación	6 A de potencia nominal/9 A pico
Dimensiones	31.6x25.5x16.5 mm
Peso	7 g



Imagen 40 Batería recargable de 7.4 volts Xcelorin LiPo (Losi, USA) (73).

Tabla 7 Especificaciones de batería Xcelorin LiPo (Losi, USA) (73).

Especificaciones	
Dimensiones	20.32x34.544x10.16 mm
Peso	11.3 g
Capacidad	180 mAh
Voltaje de salida	7.4 V

Esta primera propuesta de modelo de integración pretende controlar el sistema a distancia a través de un control remoto, por lo que el controlador recibirá la señal por medio de un receptor comercial compatible y recomendado en la guía del controlador Losi, se trata del *Spektrum SR3500* (Spektrum, USA) que se observa en la Imagen 41, este receptor se puede alimentar directamente con los 5 volts que genera el ESC *LOSB9530 1/36th Xcelorin brushless* (Losi, USA) a través de su eliminador.



Imagen 41 Receptor de señal radio control Spektrum SR3500 (Spektrum, USA), recibe la señal vía remota y la transfiere al ESC para regular la velocidad de rotación de los IP (74).

Tabla 8 Especificaciones del receptor de señal radio control Spektrum SR3500 (Spektrum, USA) (74).

Especificaciones	
Numero de canales	3
Modulación	DSM (Modulación de espectro digital)
Banda	2.400-2.835 GHz
Longitud	27 mm
Ancho	20 mm
Altura	12 mm
Peso	6.5 g
Rango de Voltaje	3.2-9 Volts

La señal será emitida por un emisor control CCPM Turnigy 9X (Imagen 42), el cual se usa para controlar la velocidad de los motores en helicópteros de juguete, los mismos que alcanzan altas revoluciones de rotación como la que se pretende controlar en este sistema.

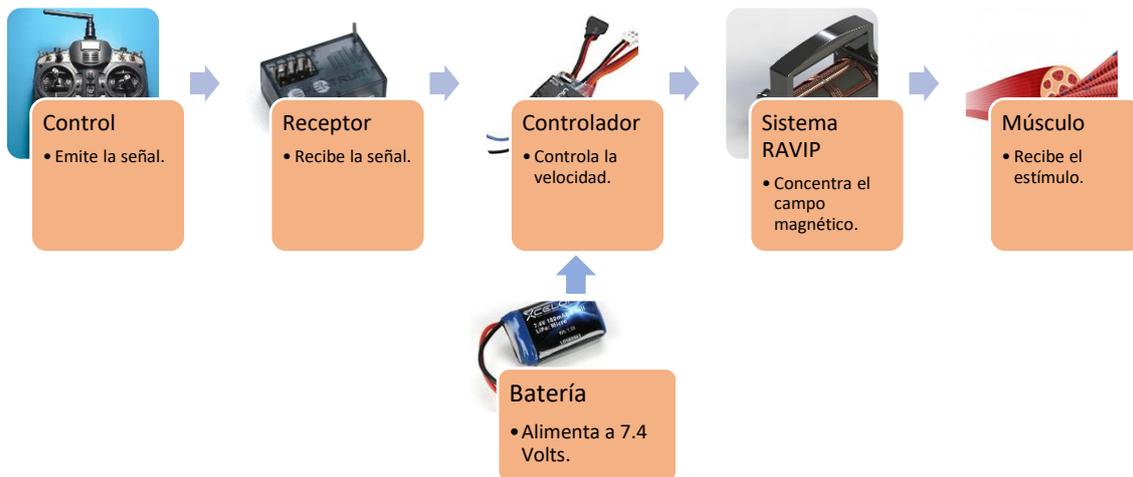


Imagen 42 Control remoto CCPM Turnigy 9X (Turnigy, USA) emisor de la señal (75).

Tabla 9 Especificaciones del Control remoto CCPM Turnigy 9X (Turnigy, USA) (75).

Especificaciones	
Rango de frecuencia	2.408-2.475 KHz
Ancho de banda	500 KHz
Voltaje mínimo	9V
Voltaje	12V
Tamaño	190x112x257 mm

Diagrama 1 Modelo de integración 1.



El Diagrama 1 muestra el orden en que cada uno de los elementos seleccionados se integrará en el sistema, el control remoto será manipulado por el usuario, este control emitirá una señal que será captada por el receptor, posteriormente, esta señal será interpretada por el controlador que alimentará a las bobinas del sistema RAVIP, como se sabe, la frecuencia de cambio en la polaridad del voltaje de las bobinas hará rotar a los IP que se encuentran encapsulados en la funda, los cuales concentrarán el campo magnético en el musculo para producir las contracciones.

6.2 Modelo de integración 2

El segundo modelo pretende controlar al sistema de manera directa únicamente usando un controlador y un variador de velocidad. En el caso del controlador se consideró el modelo *Skywalker UBEC 80A BEC 2-6S (HobbyWing, USA)* (Imagen 43), al igual que en nuestra propuesta anterior, este controlador será alimentado con una batería portátil y compatible, en este caso se ha propuesto usar a la batería *Admiral 4000 mAh 6S 22.2V 40C LiPo (Motion RC, USA)* (Imagen 44).



Imagen 43 ESC Skywalker UBEC 80A BEC 2-6S (HobbyWing, USA) (76).

Tabla 10 Especificaciones del ESC Skywalker UBEC 80A BEC 2-6S (HobbyWing, USA) (76).

Especificaciones	
Corriente de operación	80 A de potencia nominal/100 A pico
Voltaje de entrada	7-25.5 V
BEC	5 V/5 A
Tamaño	86x38x12 mm
Peso	82g
Rango de velocidad	210000 rpm para 2 Polos, 70000rpm for 6 polos, 35000rpm for 12 polos.



Imagen 44 Batería comercial Admiral 4000 mAh 6S 22.2V 40C LiPo (Motion RC, USA) para alimentar al ESC (77).

Tabla 11 Especificaciones de batería Admiral 4000 mAh 6S 22.2V 40C LiPo (Motion RC, USA) (77).

Especificaciones	
Peso	598 g
Tamaño	140x45x42 mm
Capacidad	4000 mAh
Voltaje de salida	22.2 V

Para regular la velocidad se propuso usar el *Servo tester* (*Turnigy, USA*) que se muestra en la Imagen 45, el cual regula la velocidad de manera manual a través de la perilla que se visualiza al centro.



Imagen 45 Regulador de velocidad Servo tester (*Turnigy, USA*) (78).

Tabla 12 Especificaciones de regulador de velocidad Servo tester (*Turnigy, USA*) (78).

Especificaciones	
Dimensiones	49x43x29mm
Voltaje de entrada	4-6 V
Salida	Hasta 3 servos a la vez

Diagrama 2 Modelo de integración 2.



En este segundo modelo de integración se observa que la velocidad de rotación será regulada a través del *Servo tester* (*Turnigy, USA*), que se conectará directamente con el controlador propuesto en este modelo, por su parte, el controlador alimentará a las

bobinas del sistema RAVIP y al igual que en primer modelo, se generará una frecuencia de cambio en el voltaje de las bobinas para rotar a los IP.

Conclusiones

La rehabilitación física de los pacientes pediátricos quemados es todo un reto para poder lograr los objetivos en cada uno de ellos. Sin embargo, con el resultado de los cálculos matemáticos, las simulaciones mecánicas y magnéticas desarrolladas en este trabajo, todo apunta que la implementación del dispositivo de RAVIP podría ser una respuesta efectiva y práctica para el tratamiento de las quemaduras en los pacientes pediátricos.

Con la configuración cuadripolar de los IP y el aumento en su longitud, se mostró una mayor concentración del campo magnético, tal como se sugirió por Watterson y Nicholson 2016 (1). Sin embargo, se tiene que tomar en cuenta que, si se aumentan las dimensiones en los imanes, también aumenta el estrés mecánico en cada uno de los componentes, por ende, se debe incrementar el contacto de interferencia como se hizo en este trabajo. Esto significa que el aumento en el tamaño del dispositivo también podría reducir la efectividad de este.

Cabe mencionar que el diseño y los resultados únicamente fueron simulados y estos podrían variar al ser implementados con el dispositivo de manera física, lo cual da lugar a un trabajo a futuro. Además, los componentes comerciales únicamente se han colocado como una sugerencia, bien se puede hacer uso de componentes diferentes comercialmente, pero con las mismas características que requiere el sistema y que se recomiendan en este proyecto.

Tomando en cuenta las piezas que se deben fabricar y las que se pueden conseguir en el mercado, el costo total del dispositivo no rebasaría los 10,000 MXN., que, en comparación con los 200,000 MXN de un dispositivo comercial, el costo resulta ser muy bajo, tal como se planteó al inicio de este proyecto. Además, con el diseño del sistema realizado en esta tesis, se podrá entregar una mayor concentración de campo magnético, la cual corresponde a 3 Teslas aproximadamente, en comparación con los 2 Teslas obtenidos por Watterson y Nicholson 2016 (1), lo cual aumentaría considerablemente su efectividad para producir contracciones musculares. Por último, las dimensiones del sistema terminaron siendo de alrededor de 20 cm de largo, 10 cm de ancho y 15 cm de alto, lo cual lo haría portable y fácil de trasladar incluso en una mochila o maleta medianas, que resulta ser más cómodo a diferencia de una torre o carrito como el que se mostró en la Imagen 1.

Referencias

1. Watterson PA, Nicholson GM. Nerve-muscle activation by rotating permanent magnet configurations: Nerve-muscle activation by rotating permanent magnet configurations. *J Physiol.* 1 de abril de 2016;594(7):1799-819.
2. Bustamante V, de Santa María EL, Gorostiza A, Jiménez U, Gáldiz JB. Muscle training with repetitive magnetic stimulation of the quadriceps in severe COPD patients. *Respiratory Medicine.* febrero de 2010;104(2):237-45.
3. Pfister P-D, Perriard Y. A 200 000 rpm, 2 kW Slotless Permanent Magnet Motor. *IEEE.* 2008;1015:3054-9.
4. Wang T, Wang F, Bai H, Xing J. Optimization Design of Rotor Structure for High Speed Permanent Magnet Machines. :5.
5. Pfister P-D, Perriard Y. Design Procedure for a Very High Speed Slotless Permanent Magnet Motor. :5.
6. Trout SR. Material selection of permanent magnets, considering thermal properties correctly. En: *Proceedings: Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing and Coil Winding Conference (Cat No01CH37264)* [Internet]. Cincinnati, OH, USA: IEEE; 2001 [citado 11 de marzo de 2019]. p. 365-70. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/965683/>
7. Bannaga A, Tiecheng G, Xingbiao O, Daosong H, Chuanyou L, Fuyuan C, et al. Magnetic stimulation accelerating rehabilitation of peripheral nerve injury. *J Huazhong Univ Sci Technol [Med Sci].* junio de 2002;22(2):135-9.
8. Madariaga VB, Manterola AG. Estimulación magnética del cuádriceps. Análisis de 2 estimuladores de uso diagnóstico y terapéutico. *Arch Bronconeumol.* 2007;43(7):411-7.
9. MagPro X100 | MKS Medic [Internet]. [citado 9 de junio de 2019]. Disponible en: <http://www.mksmedic.com/product/58/MagPro-X100/>
10. Watterson P. Device including moving magnet configurations. New South Wales; US 2014/0163305 A1, 2014. p. 19.
11. Fernández I, De Diego EM, Sandoval F. Quemaduras en la infancia. Valoración y tratamiento. *Bol Pediatr.* 2001;41(176):99-105.
12. Quemaduras [Internet]. [citado 1 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/burns>
13. Ferj D. Quemaduras en edad pediátrica: enfrentamiento inicial. *Rev Med Clin Condes.* 2009;20(6):849-59.
14. Schwartz RJ, Chirino CN, Sáenz SV. Some aspects burned patient management in a department of surgery child. About 47 pediatric patients. 2nd. part. *Rev Argent Dermatol.* 2008;89:165-73.
15. Robayo-Torres AL, Chacón-Acevedo KR, Pinillos-Malagón VS, Rico-Barrera AV. Intervención fisioterapéutica en el niño quemado: construcción desde la práctica basada en la experiencia. *Rev Fac Med.* 1 de septiembre de 2016;64:39-45.

16. Moctezuma L, Páez I, Jiménez S, Miguel K, Foncerrada G, Sánchez A, et al. Epidemiología de las quemaduras en México. *Rev Esp Med Quir.* 2015;20:78-82.
17. Krishnamoorthy V, Ramaiah R, Bhananker S. Pediatric burn injuries. *Int J Crit Illn Inj Sci.* 2012;2(3):128-34.
18. Simons MA, Kimble RM. Pediatric Burns. *International Encyclopedia of Rehabilitation.* 2013;37.
19. Según la extensión - Información [Internet]. [citado 26 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://ulcerasfora.sergas.gal/Informacion/Seg%C3%BAa-a-extensi%C3%B3n-class-queimaduras?idioma=es>
20. Criterios [Internet]. [citado 26 de mayo de 2019]. Disponible en: http://www7.uc.cl/sw_educ/ninoquemado/html/mod1/criterios.html
21. Fernandez M, Escribano M, González M, Quintía J, Riveiro S. Protocolo de Fisioterapia en quemados críticos. *Observatorio del Centro de Alto Rendimiento Academico de Fisioterapia y Kinesiología.* 1999;21(3):127-76.
22. Porter C, Tompkins RG, Finnerty CC, Sidossis LS, Suman OE, Herndon DN. The metabolic stress response to burn trauma: current understanding and therapies. *The Lancet.* octubre de 2016;388(10052):1417-26.
23. Jeschke MG, Chinkes DL, Finnerty CC, Kulp G, Suman OE, Norbury WB, et al. Pathophysiologic Response to Severe Burn Injury: *Ann Surg.* 2008;248(3):37-51.
24. Nguyen TT, Herndon DN, Meyer NA, Gilpin DA. Current Treatment of Severely Burned Patients. *Annals of Surgery.* 1995;223(1):14-25.
25. Rose JK, Herndon DN. Advances in the treatment of burn patients. *Burns.* 1997;23(1):19-26.
26. Patterson BW, Nguyen T, Pierre E, Herndon DN, Wolfe RR. Urea and protein metabolism in burned children: Effect of dietary protein intake. *Metabolism.* mayo de 1997;46(5):573-8.
27. Culleiton AL, Simko LM. Cuidados en los pacientes quemados. *Nursing (Ed española).* mayo de 2014;31(3):28-36.
28. Al-Mousawi AM, Mecott-Rivera GA, Jeschke MG, Herndon DN. Burn Teams and Burn Centers: The Importance of a Comprehensive Team Approach to Burn Care. *Clin Plastic Surg.* octubre de 2009;36(4):547-54.
29. Porter C, Herndon DN, Sidossis LS, Børsheim E. The impact of severe burns on skeletal muscle mitochondrial function. *Burns.* septiembre de 2013;39(6):1039-47.
30. Rinkinen J, Hwang CD, Agarwal S, Oluwatobi E, Peterson J, Loder S, et al. The Systemic Effect of Burn Injury and Trauma on Muscle and Bone Mass and Composition: *Plastic and Reconstructive Surgery.* noviembre de 2015;136(5):612e-23e.
31. López A, Muñoz F, Rodríguez IC. Evaluación y manejo inicial del niño «Gran Quemado». *Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud;* 2010.

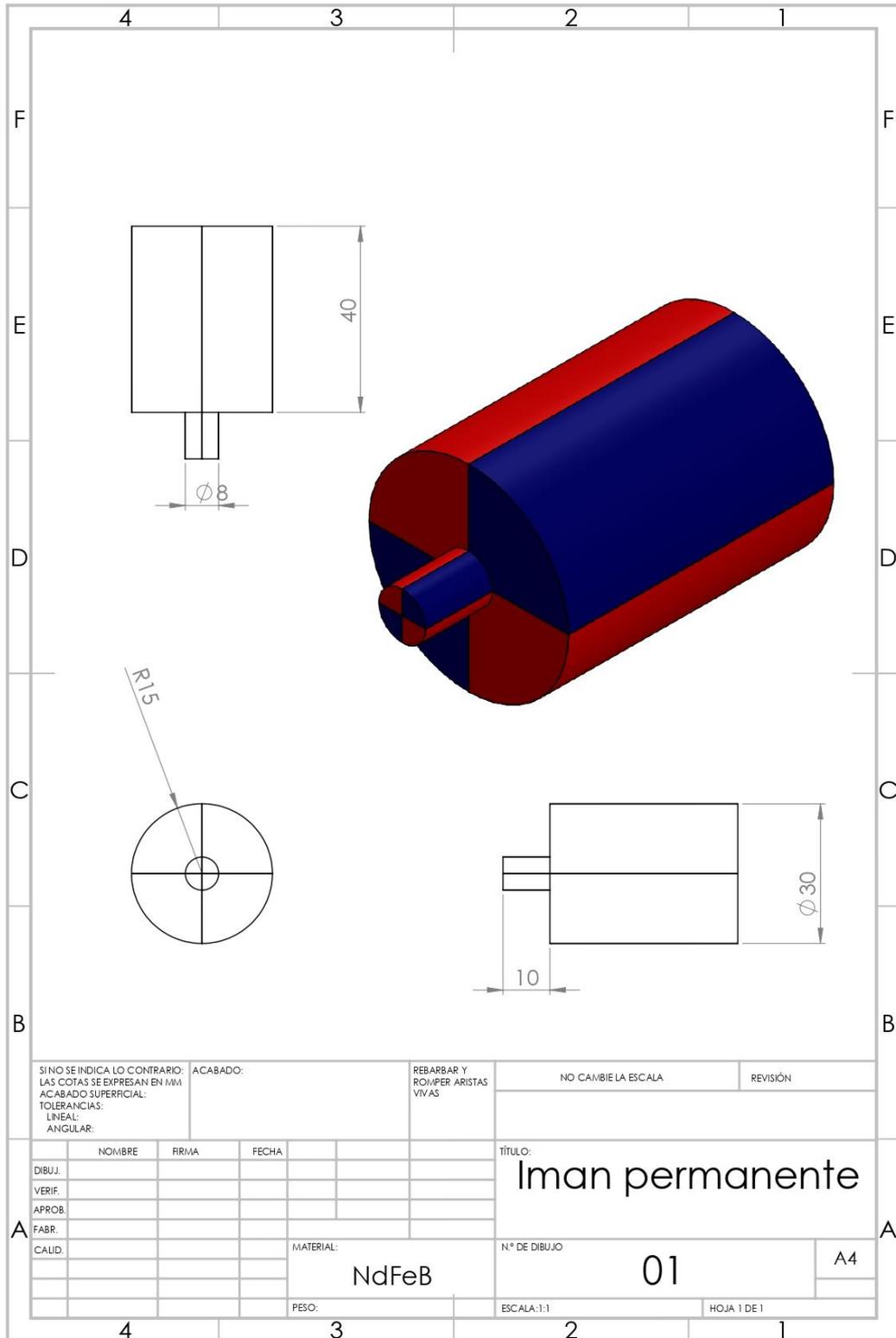
32. Chan MM, Chan GM. Nutritional therapy for burns in children and adults. *Nutrition*. marzo de 2009;25(3):261-9.
33. Llanos V. N, Sthioul A, Yañez V, Orellana M, Hidalgo G. Niño Quemado Gran Seacuelado Perfil Clínico y Calidad de Vida. *Rev Ped Elec*. 2014;11(2):7.
34. Salmerón-González E, García-Vllariño E, Ruiz-Cases A, García-Sánchez JM, Llinás-Porte A, Esteban-Vico JR, et al. Recomendaciones de rehabilitación en el paciente quemado: revisión de literatura. *Rev Bras Queimaduras*. 2017;16(2):117-1129.
35. Herndon D. Tratamiento integral de las quemaduras. 3era ed. Elsevier Masson; 2009. 656 p.
36. López JC. Tratamiento de las quemaduras en la infancia. *An Pediatr Contin*. julio de 2007;5(4):218-21.
37. Kearney L, Francis EC, Clover AJ. New technologies in global burn care - a review of recent advances. *Int J Burn Trauma*. 2018;8(4):77-87.
38. Gandhi M, Thomson C, Lord D, Enoch S. Management of Pain in Children with Burns. *International Journal of Pediatrics*. 2010;2010:1-9.
39. Barajas-Nava LA, López-Alcalde J, Roqué i Figuls M, Solà I, Bonfill Cosp X. Antibiotic prophylaxis for preventing burn wound infection. *Cochrane Wounds Group*, editor. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [Internet]. 6 de junio de 2013 [citado 6 de marzo de 2019]; Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD008738.pub2>
40. Malmivuo J, Plonsey R. *Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* [Internet]. Oxford University Press; 1995 [citado 9 de junio de 2019]. Disponible en: <http://www.oxfordscholarship.com/view/10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001/acprof-9780195058239>
41. Barker AT. An Introduction to the Basic Principles of Magnetic Nerve Stimulation: *Journal of Clinical Neurophysiology*. enero de 1991;8(1):26-37.
42. Atiyeh B, Janom HH. Physical Rehabilitation of Pediatric Burns. *Annals of Burns and Fire Disasters*. 1 de marzo de 2014;27(1):37-43.
43. Amuchástegui O, Molina MC, Martínez S, Patiño S, Viñas S, Chouza M. Fisioterapia en los pacientes quemados. Quemaduras, tratamiento fisioterápico y aspectos relacionados. *Rev Iberoam Fisioter Kinesol*. 2004;7(2):107-13.
44. Gittings PM, Grisbrook TL, Edgar DW, Wood FM, Wand BM, O'Connell NE. Resistance training for rehabilitation after burn injury: A systematic literature review & meta-analysis. *Burns*. junio de 2018;44(4):731-51.
45. Guyton, Hall. *Tratado de Fisiología médica*. 12.^a ed. Elsevier Saunders; 2011. 1112 p.
46. Procter F. Rehabilitation of the burn patient. *Indian J Plast Surg*. 2010;43(3):S101-3.

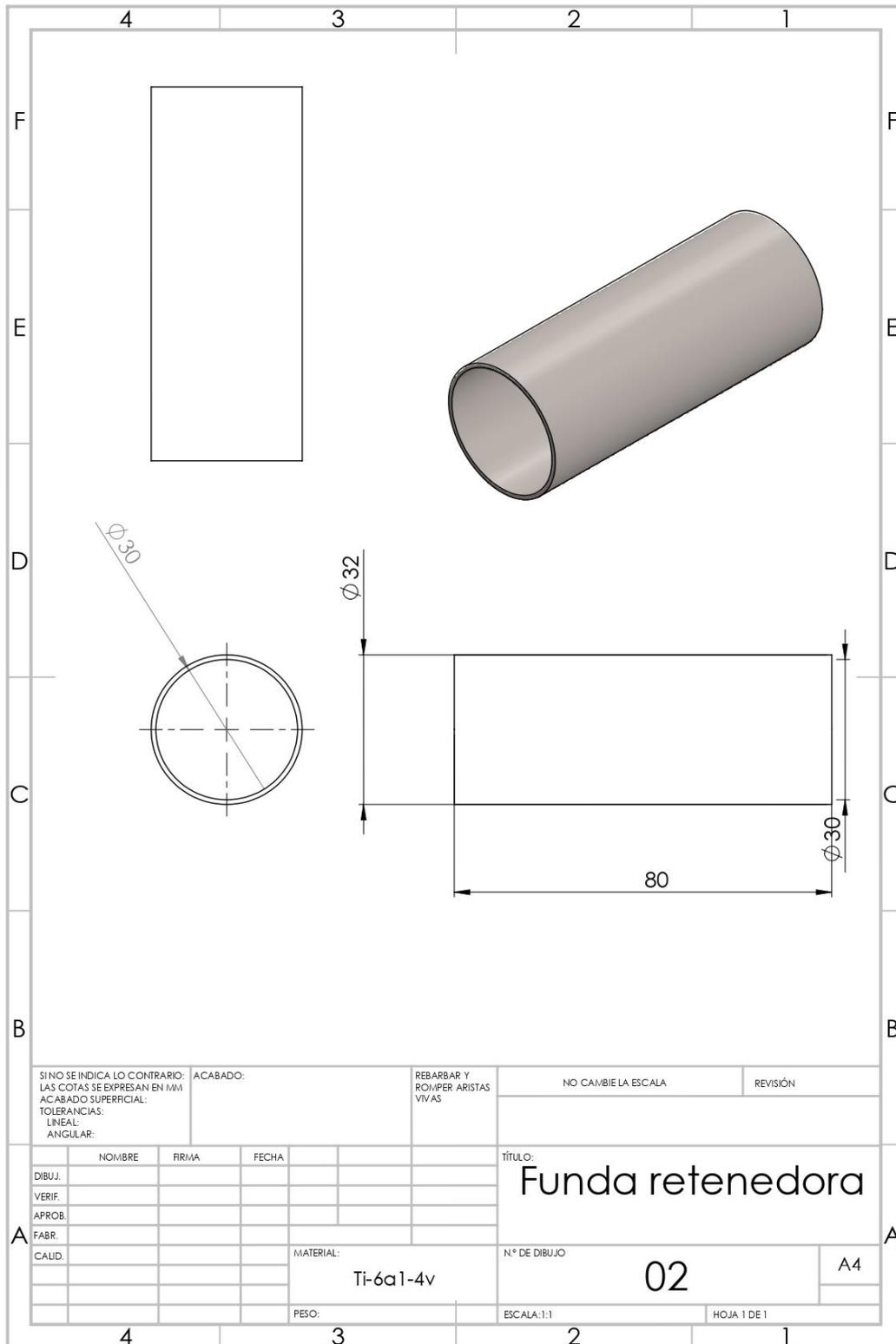
47. Jones I, Johnson MI. Transcutaneous electrical nerve stimulation. *Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain*. agosto de 2009;9(4):130-5.
48. Roth BJ, Basser PJ. A model of the stimulation of a nerve fiber by electromagnetic induction. *IEEE Trans Biomed Eng*. junio de 1990;37(6):588-97.
49. Reilly JP. Peripheral nerve stimulation by induced electric currents: Exposure to time-varying magnetic fields. *Med Biol Eng Comput*. marzo de 1989;27(2):101-10.
50. TESLA STYM llega la Estimulación Magnética Funcional [Internet]. [citado 2 de junio de 2019]. Disponible en: <https://www.terapiaselectromagneticas.es/2015/09/tesla-stym-llega-la-estimulacion.html>
51. Pascual-Leone A, Tormos-Muñoz JM. Estimulación magnética transcraneal: fundamentos y potencial de la modulación de redes neurales específicas. *Rev Neurol*. 2008;46(1):S3-10.
52. Tofts PS. The distribution of induced currents in magnetic stimulation of the nervous system. *Phys Med Biol*. 1 de agosto de 1990;35(8):1119-28.
53. nielsen1995.pdf.
54. Behrens M, Mau-Möller A, Zschorlich V, Bruhn S. Repetitive peripheral magnetic stimulation (15 Hz RPMS) of the human soleus muscle did not affect spinal excitability. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010;10:39-44.
55. Machetanz J, Bischoff C, Pichlmeier R, Riescher H, Meyer B-U, Sader A, et al. Magnetically induced muscle contraction is caused by motor nerve stimulation and not by direct muscle activation. *Muscle & Nerve*. octubre de 1994;17(10):1170-5.
56. Zwysig C, Kolar JW, Thaler W, Vohrer M. Design of a 100 W, 500000 rpm permanent-magnet generator for mesoscale gas turbines. En: *Fortieth IAS Annual Meeting Conference Record of the 2005 Industry Applications Conference, 2005* [Internet]. Hong Kong, China: IEEE; 2005 [citado 7 de septiembre de 2019]. p. 253-60. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1518318/>
57. Watterson PA. Electrical field generation by high speed rotation of a bipole magnet configuration for nerve activation. En: *2017 20th International Conference on Electrical Machines and Systems (ICEMS)* [Internet]. Sydney, Australia: IEEE; 2017 [citado 29 de agosto de 2019]. p. 1-6. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/8056456/>
58. Liping Zheng, Wu TX, Acharya D, Sundaram KB, Vaidya J, Limei Zhao, et al. Design of a superhigh-speed cryogenic permanent magnet synchronous motor. *IEEE Trans Magn*. octubre de 2005;41(10):3823-5.
59. Trout SR. Material selection of permanent magnets, considering thermal properties correctly. En: *Proceedings: Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing and Coil Winding Conference (Cat No01CH37264)* [Internet]. Cincinnati, OH, USA: IEEE; 2001 [citado 11 de marzo de 2019]. p. 365-70. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/965683/>
60. Leuchter AF, Cook IA, Feifel D, Goethe JW, Husain M, Carpenter LL, et al. Efficacy and Safety of Low-field Synchronized Transcranial Magnetic Stimulation (sTMS) for Treatment of Major Depression. *Brain Stimulation*. julio de 2015;8(4):787-94.

61. Imanes - Fábrica de Imanes - IMA [Internet]. [citado 11 de abril de 2021]. Disponible en: <https://www.imamagnets.com/imanes/>
62. Fei W, Luk PCK, El-Hasan TS. Rotor Integrity Design for a High-Speed Modular Air-Cored Axial-Flux Permanent-Magnet Generator. IEEE Trans Ind Electron. septiembre de 2011;58(9):3848-58.
63. Luomi J, Zwyszig C, Looser A, Kolar JW. Efficiency Optimization of a 100-W, 500 000-rpm Permanent-Magnet Machine Including Air Friction Losses. :8.
64. Pfister P-D, Perriard Y. Very-High-Speed Slotless Permanent-Magnet Motors: Analytical Modeling, Optimization, Design, and Torque Measurement Methods. IEEE Trans Ind Electron. enero de 2010;57(1):296-303.
65. Sullivan CR. Optimal Choice for Number of Strands in a Litz-Wire Transformer Winding. IEEE TRANSACTIONS ON POWER ELECTRONICS. 1999;14(2):10.
66. Litz_Technical.pdf [Internet]. [citado 11 de mayo de 2021]. Disponible en: http://www.litzwire.com/nepdfs/Litz_Technical.pdf
67. Djurovic S, Williamson S, Renfrew A. Dynamic model for doubly-fed induction generators with unbalanced excitation, both with and without winding faults. IET Electr Power Appl. 2009;3(3):171.
68. Kriezis EE, Tsiboukis TD, Panas SM, Tegopoulos JA. Eddy currents: theory and applications. Proceedings of the IEEE. octubre de 1992;80(10):1559-89.
69. Zwyszig C, Round SD, Kolar J. Analytical and Experimental Investigation of a Low Torque, Ultra-High Speed Drive System. En: Conference Record of the 2006 IEEE Industry Applications Conference Forty-First IAS Annual Meeting [Internet]. Tampa, FL: IEEE; 2006 [citado 14 de enero de 2021]. p. 1507-13. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4025416/>
70. Zhang K, Wang Z, Shi H, Bai X, Wang Z. Research on Vibration Characteristics of a Ceramic Spindle Based on the Reverse Magnetic Effect. Shock and Vibration. 2 de mayo de 2019;2019:1-15.
71. Rodamientos de bolas de óxido de circonio ZrO2 608 de cerámica completa de 8 x 22 x 7: Amazon.com.mx: Herramientas y Mejoras del Hogar [Internet]. [citado 15 de enero de 2021]. Disponible en: <https://www.amazon.com.mx/608-Full-Cer%C3%A1mica-zro2-%C3%B3xido-Rodamientos-bearings/dp/B0748S2PZC>
72. Losi 1/36 Xcelorin Brushless Electronic Speed Control [LOSB9530] | Cars & Trucks - AMain Hobbies [Internet]. [citado 7 de agosto de 2020]. Disponible en: <https://www.ainhobbies.com/losi-1-36-xcelorin-brushless-electronic-speed-control-losb9530/p18649>
73. Amazon.com: 7.4 V 180 mAh 2S Lipo batería: Micro-T/B/DT: Toys & Games [Internet]. [citado 17 de enero de 2021]. Disponible en: <https://www.amazon.com/7-4v-180mah-2s-lipo-battery/dp/b000nsvyhm#>
74. RECEPTOR SPEKTRUM SR3500 DSM 3 CANALES [Internet]. Hobby Planet. [citado 7 de agosto de 2020]. Disponible en: <https://www.hobbyplanet.es/es/receptores/1196-receptor-spektrum-sr3500-dsm-3-canales.html>

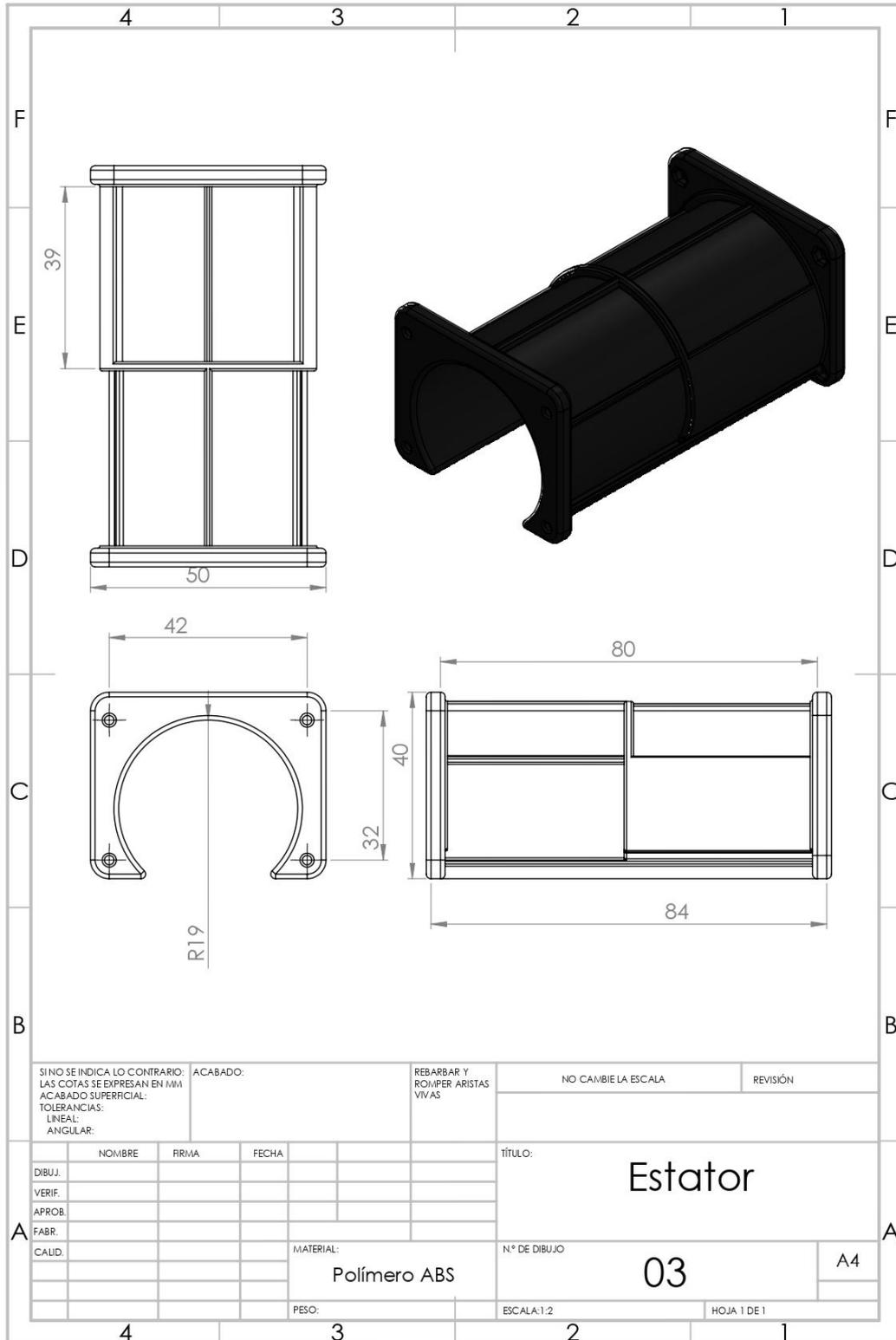
75. Turnigy 9X 9Ch Transmitter w/ Module & iA8 Receiver (Mode 2) (AFHDS 2A system) | HobbyKing [Internet]. [citado 7 de agosto de 2020]. Disponible en: https://hobbyking.com/es_es/turnigy-9x-9ch-mode-2-transmitter-w-module-ia8-receiver-afhds-2a-system.html?__store=es_es
76. Hobbywing skywalker 2-6s 80a ubec brushless esc with 5v/5a bec for rc airplane Sale - Banggood.com [Internet]. [citado 7 de agosto de 2020]. Disponible en: https://www.banggood.com/Hobbywing-Skywalker-2-6S-80A-UBEC-Brushless-ESC-With-5V5A-BEC-For-RC-Airplane-p-1039600.html?akmClientCountry=America&&utm_source=google&utm_medium=cpc_ods&utm_campaign=nolan-sds-Broad-fishing-all&utm_content=nolan&ad_id=437423476960&gclid=Cj0KCQjwgo_5BRDuARIsADDEntRuZldm2tYmzVIZzN-JxR0RJdkrKZf9CCiqimtLVKSkd--zj1LUomEaAqykEALw_wcB&cur_warehouse=USA
77. Admiral 4000mAh 6S 22.2V 40C LiPo Battery with EC5 Connector [Internet]. Motion RC. [citado 17 de enero de 2021]. Disponible en: <https://www.motionrc.com/products/admiral-4000mah-6s-22-2v-40c-lipo-battery-with-ec5-connector>
78. Turnigy Servo Tester [Internet]. [citado 7 de agosto de 2020]. Disponible en: https://hobbyking.com/es_es/turnigy-servo-tester.html?__store=es_es

Apéndice 1. Medidas del sistema de RAVIP

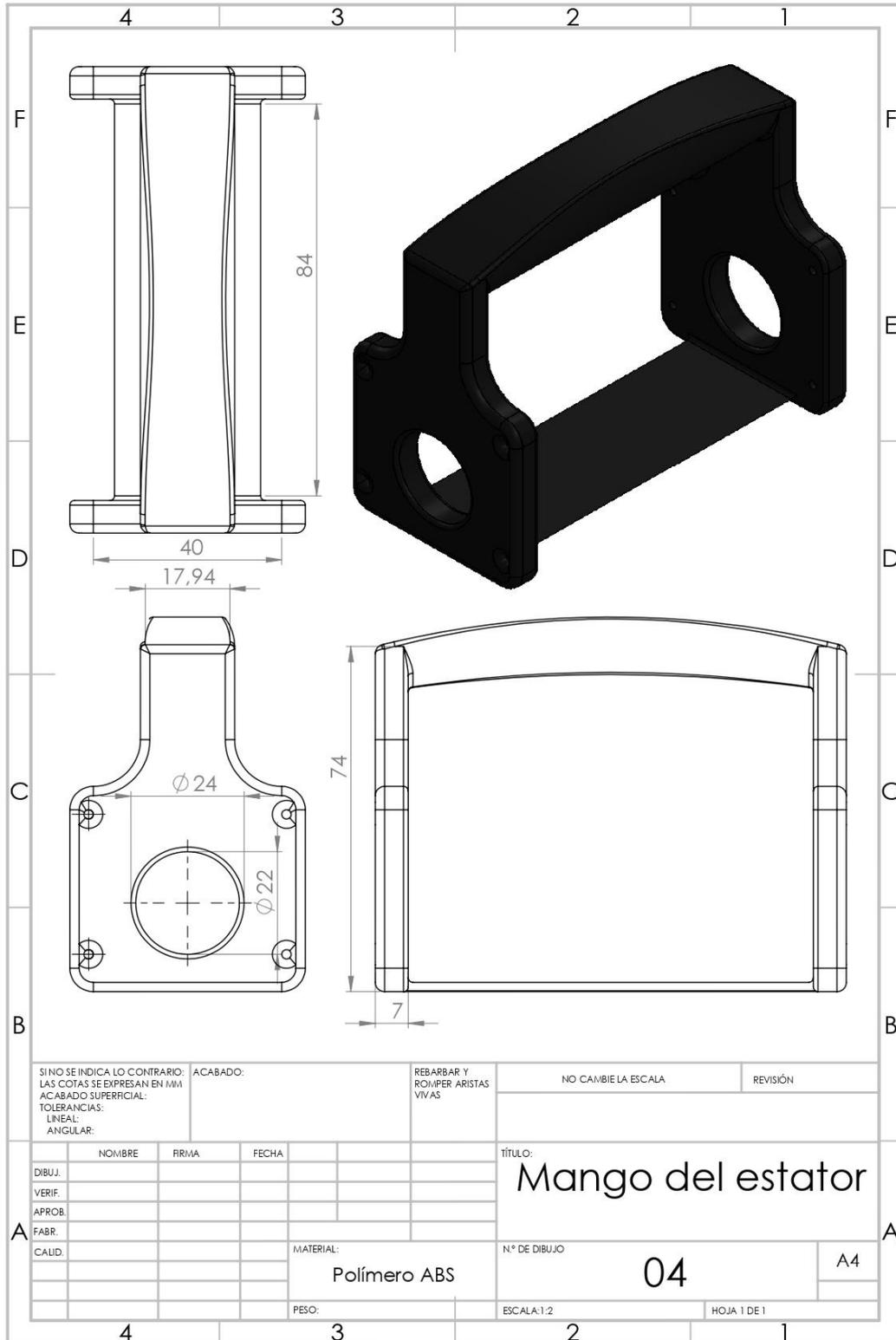


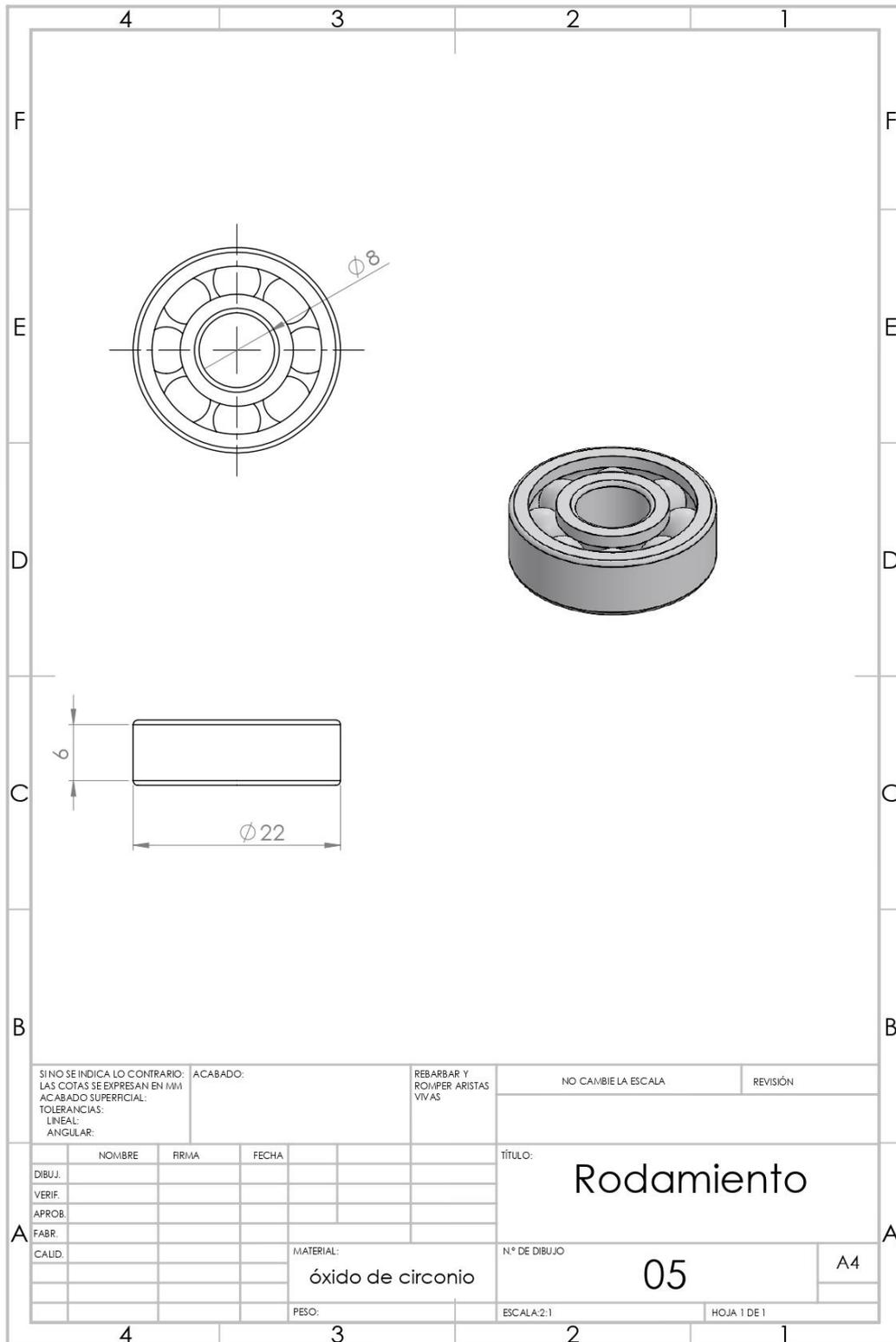


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO: Funda retenedora	
VERIF.					
APROB.					
FABR.				MATERIAL: Ti-6Al-4v	N° DE DIBUJO 02
CALID.				PESO:	ESCALA:1:1
					HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN																								
<table border="1"> <thead> <tr> <th>NOMBRE</th> <th>FRIMA</th> <th>FECHA</th> <th></th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td> </td><td> </td><td> </td><td> </td></tr> </tbody> </table>				NOMBRE	FRIMA	FECHA																						TÍTULO: Estator		
NOMBRE	FRIMA	FECHA																												
MATERIAL: Polímero ABS				N° DE DIBUJO 03		A4																								
PESO:				ESCALA:1:2		HOJA 1 DE 1																								





SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
DIBUJ.				TÍTULO: Rodamiento		
VERIF.				MATERIAL: óxido de circonio		
APROB.				N° DE DIBUJO 05		
FABR.				ESCALA: 2:1		
CALID.				HOJA 1 DE 1		

Apéndice 2. Códigos de Matlab

Código para obtener la Gráfica 1.

```
clear all
clc
Pm=7.6*10^3; %Densidad del PM
W=(80000*2*pi)/60; %Velocidad de rotacion
Rmo=15*10^-3;%Radio exterior del PM
%Rro=15.88*10^-3;
Lm=80*10^-3;%Longitud del rotor
Pr=4.40*10^3;%Densidad del sleeve
Vs=0.34;%Coeficiente de poisson del sleeve
Es=115*10^9;%Modulo de Young del Sleeve
Sot=100*10^6:50*10^6:951*10^6;
Pri=(Pm*(W^2)*(Rmo^2))/4;
syms Rro;
for i=1:18
syms Rro;
Sot1(1,i)= Sot(1,i)==(((3+Vs)/4)*Pr*Lm*(W^2)*((Rro^2)+((1-
Vs)/(3+Vs))*(Rmo^2)))+(Pri*((Rro^2)+(Rmo^2))/((Rro^2)-(Rmo^2)));
R2=solve(Sot1(1,i),Rro);
Ro(1,i)=double(R2(2,1));
S(1,i)=(2*(Rmo^3)*Pri*(Ro(1,i)^2))/(Es*((Ro(1,i)^2)-(Rmo^2))*(Rmo^2));
PR(1,i)=(S(1,i)*(Es*((Ro(1,i)^2)-
(Rmo^2))*(Rmo^2)))/(2*(Rmo^3)*(Ro(1,i)^2));
PR2(1,i)=double(PR(1,i));
S2(1,i)=double(S(1,i));
end

plot(Sot,Ro,'LineWidth',2)
xlim([Sot(1,1) Sot(1,18)])
ylim([Ro(1,18) Ro(1,1)])
title('Radio de la funda')
xlabel('Estrés en la cara interna de la Funda (Pa)')
ylabel('r2 (m)')
```

Código para obtener la Gráfica 2.

```
figure(2)
plot(Sot,S2,'LineWidth',2)
xlim([Sot(1,1) Sot(1,18)])
ylim([S2(1,1) S2(1,18)])
title('Interferencia entre los IP y la funda')
xlabel('Estrés en la cara interna de la funda (Pa)')
ylabel('Interferencia (m)')
```

Código para obtener la Gráfica 3, Gráfica 4, Gráfica 5, Gráfica 6, Gráfica 8 y Gráfica 9.

```
clear all
clc
r1=15*10^-3;%Radio del PM
r2=16*10^-3;%Radio externo del Sleeve
Ds=4.4*10^3;%Densidad Sleeve
Es=115*10^9;%Modulo de Young Sleeve
```

```

cs=8.6*10^-6;%Coeficiente de dilatacion del Sleeve Ti-6al-4v
cm=5*10^-6;%Coeficiente de dilatacion del PM
Vs=0.34;%Coeficiente de Poisson del Sleeve
r=0:0.1*10^-3:15*10^-3;
Vm=0.24;%Coeficiente de Poisson del PM
Em=150*10^9;%Modulo de Young PM
Dm=7.6*10^3;%Densidad PM
W=80000;
Tr=60;
X=0.06*10^-3;
PR=(Es*X*(r2^2-r1^2)*r1^2)/(2*r1^3*r2^2);
UsW=((3+Vs)*(1-Vs))/(8*Es)*Ds*((W*2*pi)/60)^2*(r2^2)*r1*((2+Vs)/(1-Vs))-
((4+Vs)/(3+Vs))*(r1/r2)^2)%Contraccion del Sleeve en el radio
interior
UmW=((1-Vm)/(4*Em))*Dm*((W*2*pi)/60)^2*(r1^3)%Contraccion del PM en
el radio exterior
e=UmW-UsW+X*((r1*(cm-cs))*(Tr-20));
%e=3*10^-5;
sig1=e/(r1*((1/Es)*(((r2^2)+(r1^2))/((r2^2)-(r1^2)))+Vs))+((1-
Vm)/Em))%Estres radial en la interface
for i=1:151
SSRPM(1,i)=(((3+Vm)*Dm*((W*2*pi)/60)^2)*r1^2)/8*(1-
((r(1,i)/r1)^2))-sig1;
SSTPM(1,i)=(((3+Vm)*Dm*((W*2*pi)/60)^2)*r1^2)/8*(1-
((1+(3*Vm))/(3+Vm))*((r(1,i)/r1)^2))-sig1;
end

rr=15*10^-3:0.01*10^-3:16*10^-3;
R=horzcat(r,rr);
for i=1:101
SSRS(1,i)=(((3+Vs)/8)*Ds*((W*2*pi)/60)^2*(r2^2)*(((r1/r2)^2)+1-
((rr(1,i)/r2)^2)-((r1/rr(1,i))^2))-sig1*((r1/rr(1,i))^2*((r2^2-
rr(1,i)^2)/(r2^2-r1^2)));
SSTS(1,i)=(((3+Vs)/8)*Ds*((W*2*pi)/60)^2*(r2^2)*(((r1/r2)^2)+1+((r
1/rr(1,i))^2)-
(((1+(3*Vs))/(3+Vs))*((rr(1,i)/r2)^2)))+sig1*((r1^2)/(r2^2-
r1^2))*((r2^2)/rr(1,i)^2)+1);
end

plot(r,SSTPM,rr,SSTS,'LineWidth',2)
xlim([r(1,1) rr(1,101)])
ylim([SSTPM(1,151) SSTS(1,1)])
title('Estrés tangencial en rotación')
xlabel('Radio del MIP(m)')
ylabel('Estrés (Pa)')

figure(2)
plot(r,SSRPM,rr,SSRS,'LineWidth',2)

title('Estrés radial en rotación')
xlabel('Radio del MIP(m)')
ylabel('Estrés (Pa)')

for i=1:151
SSRPM1(1,i)=-sig1;
SSTPM1(1,i)=-sig1;
end

R=horzcat(r,rr);

```

```

for i=1:101
SSRS1(1,i)=-sig1*((r1/rr(1,i))^2*((r2^2-rr(1,i)^2)/(r2^2-r1^2)));
SSTS1(1,i)=sig1*((r1^2)/(r2^2-r1^2))*((r2^2)/rr(1,i)^2+1);
end
figure(3)
plot(r,SSTPM1,rr,SSRS1,'LineWidth',2)
xlim([r(1,1) rr(1,101)])
ylim([SSTPM1(1,1) SSTS1(1,1)])
title('Estrés tangencial estático')
xlabel('Radio del MIP(m)')
ylabel('Estrés (Pa)')

figure(4)
plot(r,SSRPM1,rr,SSRS1,'LineWidth',2)
xlim([r(1,1) rr(1,101)])
ylim([SSRPM1(1,1) SSRS1(1,101)])
title('Estrés radial estático')
xlabel('Radio del MIP(m)')
ylabel('Estrés (Pa)')

for i=1:151
VON(1,i)=sqrt((1/2)*((SSRPM(1,i)-
SSTPM(1,i))^2+(SSRPM(1,i)^2)+(SSTPM(1,i)^2)));
end
for i=1:101
VON1(1,i)=sqrt((1/2)*((SSRS(1,i)-
SSTS(1,i))^2+(SSRS(1,i)^2)+(SSTS(1,i)^2)));
end
STRESS_VON=horzcat(VON,VON1);
figure(5)
plot(r,VON,rr,VON1,'LineWidth',2)
xlim([r(1,1) rr(1,101)])
ylim([0 VON1(1,1)])
title('Estrés Von Mises en rotación')
xlabel('Radio del MIP(m)')
ylabel('Estrés (Pa)')

for i=1:151
VON_1(1,i)=sqrt((1/2)*((SSRPM1(1,i)-
SSTPM1(1,i))^2+(SSRPM1(1,i)^2)+(SSTPM1(1,i)^2)));
end
for i=1:101
VON1_1(1,i)=sqrt((1/2)*((SSRS1(1,i)-
SSTS1(1,i))^2+(SSRS1(1,i)^2)+(SSTS1(1,i)^2)));
end
STRESS_VON=horzcat(VON,VON1);
figure(6)
plot(r,VON_1,rr,VON1_1,'LineWidth',2)
title('Estrés Von Mises estático')
xlim([r(1,1) rr(1,101)])
ylim([VON_1(1,1) VON1_1(1,1)])
xlabel('Radio del MIP(m)')
ylabel('Estrés (Pa)')

```

Código para obtener la Gráfica 10.

```

clear all
clc
%CAMPO MAGNETICO GENERADO

```

```

for i=1:85
    d(i)=15+i;%Distancia en mm desde el eje Z
    w(i)=d(i)/15; %Relacion Distancia/Radio
    z=80/15;%Relacion Longitud/Radio
    H0=1.45/(1.05*(4*pi*10^-7));%Coercividad
    f=@(y) ((1./sqrt((w(i)-sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2))-
(1./sqrt((w(i)+sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2)));
    k=integral(f,0,1);
    f1=@(y) ((1./sqrt((w(i)-sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2+z^2))-
(1./sqrt((w(i)+sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2+z^2)));
    k1=integral(f1,0,1);
    Teslas=2*(4*pi*10^-7)*H0*(k-k1);%Densidad de flujo magnetico
(Teslas)
    graf(i)=Teslas;
end
plot(d,graf,'-b','LineWidth',3)
xlim([d(1,1) d(1,85)])
ylim([graf(1,85) graf(1,1)])
title('Densidad del flujo magnético')
xlabel('Distancia (mm) desde eje Z')
ylabel('Teslas')

```

Código para obtener la Gráfica 7, Gráfica 11 y Gráfica 12.

```

clear all
clc
%CAMPO MAGNETICO GENERADO
for i=1:85
    d(i)=15+i;%Distancia en mm desde el eje Z
    w(i)=d(i)/15; %Relacion Distancia/Radio
    z=80/15;%Relacion Longitud/Radio
    H0=1.45/(1.05*(4*pi*10^-7));%Coercividad
    f=@(y) ((1./sqrt((w(i)-sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2))-
(1./sqrt((w(i)+sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2)));
    k=integral(f,0,1);
    f1=@(y) ((1./sqrt((w(i)-sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2+z^2))-
(1./sqrt((w(i)+sqrt(1-y.^2)).^2+y.^2+z^2)));
    k1=integral(f1,0,1);
    Teslas=2*(4*pi*10^-7)*H0*(k-k1);%Densidad de flujo magnetico
(Teslas)
    graf(i)=Teslas;
end
plot(d,graf,'-b','LineWidth',3)
title('Densidad del flujo magnético')
xlabel('Distancia (mm) desde eje Z')
ylabel('Teslas')

%ESTRES MECANICO
r1=15*10^-3;%Radio del PM
cm=5*10^-6;%Coeficiente de dilatacion del PM
cs=8.6*10^-6;%Coeficiente de diltacion del Sleeve Ti-6al-4v
Vs=0.34;%Coeficiente de Poisson del Sleeve
Es=116*10^9;%Modulo de Young Sleeve
Ds=4.4*10^3;%Densidad Sleeve
r2=16*10^-3;%Radio externo del Sleeve
Vm=0.24;%Coeficiente de Poisson del PM
Em=150*10^9;%Modulo de Young PM
Dm=7.6*10^3;%Densidad PM
Tr=60;%Temperatura
W=0:5000:80000;%Velocidad de rotacion rpm

```

```

e0=0:((6*10^-5)/16):(6*10^-5);%Interferencia entre el PM y el Sleeve
[X,Y]=meshgrid(e0,W);
UsW=(((3+Vs)*(1-
Vs))/(8*Es))*Ds*((Y*2*pi)/60).^2*(r2^2)*r1*((2+Vs)/(1-Vs))-
(((4+Vs)/(3+Vs))*(r1/r2)^2));%Contraccion del Sleeve en el radio
interior
UmW=((1-Vm)/(4*Em))*Dm*((Y*2*pi)/60).^2*(r1^3);%Contraccion del PM
en el radio exterior
e=UmW-UsW+X*((r1*(cm-cs))*(Tr-20));%Suma de las contracciones
sig1=-e./(r1*((1/Es)*(((r2^2)+(r1^2))/(r2^2)-(r1^2))+Vs))+((1-
Vm)/Em));%Estres radial en la interface
figure(2)
surf(X,Y,sig1)
title('Estrés mecánico')
%axis([0 (6*10^-5) 0 (3*10^5) -inf 0])
xlabel('Contacto de interferencia (m) eje X')
ylabel('Velocidad (rpm) eje Y')
zlabel('Estrés radial (Pa) eje Z')
grid on
set(gca,'Xdir','reverse')

%POWER LOSSSES
v=1.89*10^-5;%Viscocidad cinematica del aire
r2=16*10^-3;%Radio exterior
X=0:((4*10^-3)/16):4*10^-3;%air gap
Y=0:5000:80000;%Velocidad de rotacion rpm
g=size(X);
[rci,W]=meshgrid(X,Y);
Re=(r2*((rci+r2)-r2).*((W.*2*pi)/60))./v;%Numero de Reynolds
l=80*10^-3;%Longitud
dair=1.060;%Densidad del aire
for i=1:g(1,2)
    for j=1:g(1,2)
        Cd(i,j)=15625/(48841*wrightOmega(15/13 -
log(221/(125*Re(i,j))))^2);%Coeficiente de friccion de la barrera de
aire
    end
end
for i=1:g(1,2)
    for j=1:g(1,2)
        Pw(i,j)=pi*Cd(i,j)*l*r2^4*((W(i,j)*2*pi)/60)^3*dair;%Poder
perdido por la barrera de aire
    end
end
figure(3)
surf(W,rci,Pw)
title('Pérdida de potencia por espacio de aire')
xlabel('Velocidad (rpm) eje X')
ylabel('Espacio de aire (m) eje Y')
zlabel('Pérdida de potencia (W) eje Z')
grid on
set(gca,'Ydir','reverse')

%PROFUNDIDAD DE PENETRACION
n=1;%Resiatencia del medio 1-10 Ohms
n1=10;
f=1000:1333;%Frecuencia de rotacion
pm=4*pi*10^-7;%Constante de permeabilidad magentica al vacio
S=sqrt(n./(pi*f*pm));%Profundidad de penetración
S2=sqrt(n1./(pi*f*pm));
figure(4)

```

```

plot(f,S,'-b','LineWidth',3)
xlim([1000 1333])
ylim([S(1,334) S(1,1)])
title('Profundidad de penetración')
xlabel('Frecuencia de rotación (Hz)')
ylabel('Profundidad de penetración (m)')

```

Código para obtener la Gráfica 13.

```

clear all
clc
Br=1.45;
la=0.040;
r1=0.015;
p=2;
% Ac=pi*((0.000101)/2)^2);
% At=(Ac*60);
% Rt=sqrt(At/pi);
% D=Rt*2
At=0.0000004864
D=0.0007870
rce=0.019+D;
rci=0.019;
ryi=0.017;
gx=log(rce/rci);
%gx=((rce^(-p+2))-rci^(-p+2))/(-p+2);
T=(100*60)/(2*pi*80000);
ur=1.05;
%J=3,000,000;
syms J;
an=-59:2:-11;
an1=11:2:59;
for i=1:25
fx(1,i) = sind(p*(59- an(1,i))) - sind(p*(11 - an(1,i))) - (sind(p*(-11 - an(1,i))) - sind(p*(-59 - an(1,i))));
JI(1,i)=(T==(2*Br*J*la*(r1^(p+1))*(((rce^(p+2))-rci^(p+2))/((ryi^(2*p))*(p+2))+gx)*fx(1,i))/((1+p)*((1+ur)+((1-ur)*((r1/ryi)^(2*p))))));
Joule(1,i)=solve(JI(1,i),J);
%Joule(1,i)=double(Joule(1,i));
I(1,i)=Joule(1,i)*At;
end

for i=1:25
fx(1,i) = sind(p*(59- an1(1,i))) - sind(p*(11 - an1(1,i))) - (sind(p*(-11 - an1(1,i))) - sind(p*(-59 - an1(1,i))));
JI(1,i)=(T==(2*Br*J*la*(r1^(p+1))*(((rce^(p+2))-rci^(p+2))/((ryi^(2*p))*(p+2))+gx)*fx(1,i))/((1+p)*((1+ur)+((1-ur)*((r1/ryi)^(2*p))))));
Joule(1,i)=solve(JI(1,i),J);
%Joule(1,i)=double(Joule(1,i));
I2(1,i)=Joule(1,i)*At;
end

plot(an,I,an1,I2,'LineWidth',2)
title('Corriente-rotación')
xlabel('Grados')
ylabel('Corriente (A)')

```