

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN GAUSSIMETRO PARA TERAPIA  
MAGNETICA

MAYERLY JAUREGUI DÍAZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE CIENCIAS FISICOMECAÑICAS, ESCUELA DE INGENIERÍAS  
ELÈCTRICA, ELECTRÒNICA Y TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA  
2005

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN GAUSSIMETRO PARA TERAPIA  
MAGNETICA

MAYERLY JÁUREGUI DÍAZ

Tesis de grado

Director

Ing. MPE. JAIME BARRERO

Codirector

Ing. ERNESTO AGUILERA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE CIENCIAS FISICOMECAÑICAS, ESCUELA DE INGENIERÍAS  
ELÈCTRICA, ELECTRÒNICA Y TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA

2005

## CONTENIDO

	Pág
INTRODUCCIÓN	9
1. MARCO TEORICO	10
1.1MAGNETOTERAPIA.	10
1.1.1. Efectos de la Magnetoterapia	13
1.1.2 Equipos utilizados en magnetoterapia	20
1.1.3 Equipos utilizados para medición de campos magnéticos.	22
1.2 FUNDAMENTOS DE CAMPO MAGNÉTICO	24
1.2.1. La ley de Biot-Savart	24
1.2.2. Ley de Ampère	26
1.2.3. Campos magnéticos inducidos	28
2. MEDICIONES DE CMPOS MAGNÉTICOS	38
2.1 MAGNETÓMETROS VECTORIALES DE CAMPO BAJO ( $H < 1\text{mT}$ )	40
2.1.1 Magnetómetro “Bobina de Inducción”.	40
2.1.2 Magnetómetro de <i>Puerta de Flujo</i> .	41
2.1.3 Magnetómetro “SQUID”.	44
2.2 MAGNETÓMETROS VECTORIALES DE CAMPO ALTO ( $>1\text{ mT}$ )	45
2.2.1 Sensores de Efecto Hall	45
2.2.2 Sensores Magneto resistivos	49
2.3 MAGNETÓMETROS ESCALARES	50
2.3.1 Magnetómetro “Presesión del Protón”	50
2.3.2 Magnetómetro de Bombeo Óptico.	52
3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	54
3.1 ESPECIFICACIONES GENERALES.	54
3.2 TRANSDUCTOR	55
3.2.1 Principio de funcionamiento	57
3.2.2 Programación del sensor.	58
3.2.3 Descripción del software implementado en la programación del sensor.	61
3.2.4 Implementación de la tarjeta para programación del sensor HAL815.	66
3.3 ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.	67
3.3.1Filtrado Pasa – Alto.	69
3.3.2 Rectificación.	71
3.3.3 Amplificación	73
3.3.4 Detector de frecuencia.	76
3.4 VISUALIZACIÓN Y CONTROL	78

3.4.1 Microcontrolador	78
3.4.2 LCD	80
3.4.3 Comunicación a un puerto RS-232.	81
3.5 MODULO DE ALIMENTACIÓN	83
3.6 SOFTWARE DEL SISTEMA	85
3.6.1 Algoritmo general del programa	85
3.6.2 Diagrama de flujo	87
3.6.3 Configuración de los Módulos del Microcontrolador.	90
4. PRUEBAS	95
4.1 PRUEBAS ELÉCTRICAS	95
4.2 PRUEBAS FÍSICAS.	100
CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES	106
RECOMENDACIONES	108
BIBLIOGRAFÍA.	109

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág</b>
Figura 1. Ubicación de los iones de Sodio y Potasio en la célula	12
Figura 2. Equipo de magnetoterapia de emisión cuerpo entero	21
Figura 3. Campo producido por un elemento diferencial de corriente.	25
Figura 4. Campo magnético producido por un alambre rectilíneo	27
Figura 5. Filamento rectilíneo	29
Figura 6. Espira circular	30
Figura 7. Campo magnético en un solenoide	31
Figura 8. Líneas de campo magnético fuera de un toroide.	33
Figura 9. Línea de campo magnético dentro del toroide.	34
Figura 10. Línea de campo magnético fuera del toroide	34
Figura 11. Líneas de campo magnético producidas por una barra magnética.	35
Figura 12. Inducción de un lazo de alambre.	41
Figura 13. a) núcleo anillado. (b) <i>Fluxgate</i>	42
Figura 14. Respuesta del magnetómetro " <i>fluxgate</i> " ante una excitación sinusoidal.	43
Figura 15. Magnetómetro "SQUID"	44
Figura 16. Semiconductor del Efecto Hall	45
Figura 17. Funcionamiento de un sensor de efecto hall en conjunción con un imán permanente	47
Figura 18. Efecto resistivo de un material ferromagnético.	49
Figura 19. Movimiento de Presesión del protón	51
Figura 20. Estructura espectral de los electrones de valencia del rubidio	53
Figura 21. Sistema propuesto	55
Figura 22. Sensor HAL 815	56
Figura 23. Diagrama de bloques del funcionamiento interno del HAL 815	57
Figura 24. Definición de un "0" y "1" lógico	58
Figura 25. Paquete de datos para escritura de los registros	60
Figura 26. Paquete para la programación de los datos	60
Figura 27. Diagrama de flujo-Programa principal-programación del sensor	63
Figura 28. Diagrama de flujo _ subrutinas	64
Figura 29. Fuente de alimentación para programar el sensor	67
Figura 30. Sistema implementado	68
Figura 31. Señal de salida del sensor ante un campo magnético sinusoidal a 60Hz.	69
Figura 32. Implementación Filtro Pasa Alto	70
Figura 33. Respuesta en tiempo del circuito implementado	70

Figura 34. Respuesta en frecuencia del filtro	71
Figura 35. Rectificador de precisión	72
Figura 36 Respuesta del rectificador de precisión de onda completa.	72
Figura 37. Rectificador convencional	73
Figura 38. Respuesta del rectificador convencional	73
Figura 39. Circuito Amplificador implementado.	75
Figura 40. Salida del amplificador	76
Figura 41. Detector de ciclo positivo	77
Figura 42. Respuesta del detector de ciclo positivo	77
Figura 42. Asignación de pines del microcontrolador.	79
Figura 44. Esquemático de la pantalla LCD	80
Figura 45. Interfaz RS-232	82
Figura 46 Fuente de 5V y -5V	83
Figura 47. Circuito cargador de batería	84
Figura 48. Registro de estado del reset	91
Figura 49 Registro de estado y control del IRQ	91
Figura 50. Registro ADSCR	92
Figura 51. Registro ADR	92
Figura 52. Registro TSC0	93
Figura 53. Registro INTKBIER	94
Figura 54 Registro INTKBSCR	94
Figura 55. Respuesta del sensor para un campo magnético inducido a 60Hz.	95
Figura 56 Respuesta del sensor para un campo magnético inducido a 120Hz	96
Figura 57 Respuesta del sensor para un campo magnético inducido a 180Hz	97
Figura 58. Respuesta del filtro Pasa alto implementado.	97
Figura 59. Salida de la etapa de Rectificación	98
Figura 60. Salida de la etapa de amplificación	98
Figura 61. Detector de ciclo positivo a una señal de entrada con frecuencia de 60Hz	99
Figura 62. Detector de ciclo positivo para una señal de entrada con frecuencia de 120Hz	99
Figura 63 Detector de ciclo positivo para una señal de entrada con frecuencia de 180Hz	100
Figura 64. Gaussímetro	104
Figura 65. Montaje para prueba realizada con el generador de señales.	104
Figura 66. Montaje realizado para medición de campos magnéticos	105

## LISTA DE TABLAS.

	<b>Pág</b>
Tabla 1. Patologías tratadas con magnetoterapia.	23
Tabla 2. Transductores de campo magnético.	40
Tabla 3. Aplicaciones más usuales de los transductores.	53
Tabla 4. Parámetros de programación del sensor.	61
Tabla 5. Modo, flanco y nivel del TIM.	93
Tabla 6. Respuesta del equipo para diferentes tipos de señal	101
Tabla 7. Cambio en $V_{rms}$ con respecto a la frecuencia	102
Tabla 8. Comparación de campos magnéticos medidos.	103

## INTRODUCCIÓN

Actualmente la Ingeniería Electrónica, juega un papel importante en el desarrollo de la ciencia, logrando mediante aportes tecnológicos, un mejor aprovechamiento de los recursos disponibles brindando herramientas que permita mejorar las capacidades del capital humano en distintas áreas del conocimiento.

En el área de la Bioingeniería, se han realizado trabajos con el fin de identificar intensidades de campo magnético a las que se someten los tejidos vivos bajo tratamientos de medicina alternativa. Actualmente, existe la posibilidad de efectuar estos tratamientos para normalizar los campos magnéticos alterados del organismo, esta técnica consiste en someter los tejidos vivos, a una emisión de campo magnético artificial. Los equipos generalmente utilizados son sistemas que controlan la emisión de campo magnético. En estos tipos de terapias es de importancia conocer la magnitud del campo magnético aplicado en el paciente, este campo puede ir cambiando según sea el requerimiento individual, para ello se debe contar con un instrumento capaz de detectar e identificar las características de los campos emitidos, el cual es el objetivo a cumplir con el sistema a desarrollar.

En el presente trabajo se hace una introducción a la magnetoterapia dando a conocer de esta manera la influencia que ha tenido en la medicina alternativa y los tratamientos que hasta la actualidad se han llevado a cabo. Se expondrán algunos conceptos y definiciones básicas del campo magnético y de los estándares definidos para su medición. Se tratarán las tecnologías de los dispositivos disponibles en la actualidad para la medición de campos magnéticos tanto escalares como vectoriales dependiendo de su intensidad, así como sus aplicaciones, para luego continuar con la explicación del proceso de construcción y las características del equipo a construir.

## 1. MARCO TEORICO

### 1.1 MAGNETOTERAPIA.

La obtención final de un prototipo capaz de medir la intensidad de los campos magnéticos emitidos por un equipo utilizado para terapia magnética es el objetivo último de este proyecto, razón por la cual es necesario tener un conocimiento acerca de los avances que ha tenido la terapia magnética a través de los años y de los equipos que se están utilizando a nivel global para dichos tratamientos.

La Magnetoterapia o terapia magnética fue usada desde hace mucho tiempo, las primeras referencias provienen de África donde fue hallada una mina de magnetita de la cual se extrajo la piedra para usar en pociones, alimentos y aplicaciones tópicas. Las más antiguas civilizaciones, (egipcia, árabe, griega, hebrea, hindú y china) usaron magnetos naturales para corregir problemas de salud pero por mucho tiempo el uso de ellos se vinculó a la magia<sup>1</sup>.

En el siglo I d C., *Plinio*, historiador romano, habló sobre la utilización de los imanes para curar los problemas oculares. Durante ese mismo siglo, algunos geománticos chinos empezaron a documentar los efectos del campo magnético terrestre en la salud humana después de utilizar brújulas de gran precisión para la exploración de las condiciones geomagnéticas. En el siglo II, el célebre médico *Galeno* recomendaba el empleo de imanes para tratar el estreñimiento y diversos trastornos dolorosos. En el siglo IV, *Marcel*, filósofo y médico francés, aconsejaba llevar un imán alrededor del cuello para aliviar los dolores de cabeza. En el siglo VI, *Alejandro de Tralles* utilizaba imanes para tratar el dolor de las articulaciones.

---

<sup>1</sup> Alberto Govea.  
REV Cubana Med Integr 2002;18:73-5

Los magnetos no fueron hecho de investigación científica hasta el principio del siglo XVI, por un médico y alquimista suizo llamado *Paracelso* (1493 –1543), quien llevo sus conocimientos por Asia, África y Europa e impulso mas adelante a los médicos *William Gilbert* (1540-1603) y *Frederik Franz Mesmer* (1743-1815), a incursionar en el tema del magnetismo, ellos manifestaron que los imanes tenían un poder curativo cuya causa provenía de deficiencias magnéticas, a raíz de ellos se iniciaron tratamientos terapéuticos utilizando magnetos naturales para corregir problemas de salud. *Michael Faraday* (1791-1867) fue el que estableció las pautas en los asuntos del biomagnetismo y campos magnéticos<sup>2</sup>.

El famoso químico francés *Louis Pasteur* documentó los descubrimientos que había realizado en relación con los efectos de los imanes en el proceso de fermentación. *Pasteur* también desarrolló el proceso de esterilización de la leche (pasteurización). *Pasteur* se percató de que si colocaba un imán cerca de una cuba de fermentación llena de fruta (tal como se utiliza en la producción de bebidas alcohólicas), el proceso de fermentación era más rápido. En aquella misma época *Samuel Hahnemann*, el creador de la homeopatía, también experimentó con los imanes con fines terapéuticos y acabó defendiendo el uso de los imanes para tratar un gran número de trastornos de la salud.

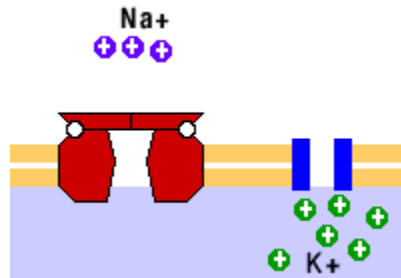
El cuerpo humano se encuentra rodeado de un campo magnético o energético llamado campo bioplasmático. El cuerpo funciona con distintas manifestaciones de compuestos químicos que realizan una serie de reacciones, que cargan eléctricamente las células. La concentración de los iones de potasio y sodio presentes en la membrana celular son los que mantienen el equilibrio eléctrico de la misma. El potasio permanece en alta concentración en el interior de la célula, mientras que el sodio lo hace en la parte exterior de la membrana, lo que genera una diferencia de potencial que permite que la célula pueda actuar recibiendo y

---

<sup>2</sup> Historia de la magnetoterapia  
Facultad de Ciencias Médicas – Enrique Cabrera.

emitiendo información (figura1). Estos iones se encuentran cargados eléctricamente, transformando a cada célula en una fuente de energía.

**Figura 1.** Ubicación de los iones de Sodio y Potasio en la célula.



En una célula sana el potencial eléctrico, varía entre 70 y 90 milivoltios. En una célula afectada de un cuadro patológico, este potencial disminuye un valor aproximado de 50 milivoltios. Cuando este potencial disminuye a 30 milivoltios se produce la muerte celular<sup>3</sup>.

En múltiples ocasiones la enfermedad aparece cuando el mecanismo de regulación metabólica pierde su capacidad de equilibrio, un organismo sano realiza el equilibrio metabólico cada vez que se produce un cambio en el proceso, cuando se bloquea esta reacción curativa se produce una alta impermeabilidad de la membrana celular que lleva a la enfermedad, ésta se produce por la falta de cambios alotrópicos (formación de la estructura de la membrana), de las proteínas y la inactividad de elementos de regulación.

La magnetoterapia es una técnica que consiste en someter los tejidos vivos, a una emisión del campo magnético bien sea por medio de imanes permanentes o artificiales y bobinas solenoides.

---

<sup>3</sup> Cátedra de Medicina Natural y Tradicional  
Facultad de Ciencias Médicas \_ Enrique Cabrera.

La Magnetoterapia forma parte del Biomagnetismo y está orientada a la prevención y curación de las enfermedades de los seres vivos.

### **1.1.1 Efectos de la magnetoterapia.**

A continuación se mencionan algunos efectos de la magnetoterapia causados en el organismo:<sup>4</sup>

#### **a. Orientación molecular.**

En 1970, se estudiaron los efectos de un campo magnético homogéneo, con intensidad de 1 Tesla, equivalente a diez mil Gauss, sobre los bastoncillos de la retina inmersos en una suspensión acuosa. Los bastoncillos se orientaron paralelamente a las líneas de flujo magnético, como si se tratara de una sustancia ferromagnética. Se considera que, las moléculas de fosfolípidos y el pigmento de rodopsina de los bastoncillos son los responsables de la orientación en paralelo de dichos bastoncillos. Se han encontrado orientaciones similares, en paralelo, en las moléculas de la queratina, el colágeno y las fibras musculares. Se podría asumir que es la estructura proteica la que determina la orientación en paralelo de las moléculas en las sustancias consideradas paramagnéticas.

#### **b. Reacción enzimática.**

Se ha demostrado un aumento de la actividad de la tripsina con la aplicación de campos magnéticos. También se ha estudiado la actividad de la desoxirribonucleasa con campos magnéticos y se ha verificado el aumento del treinta por ciento en la velocidad de hidrólisis del ácido nucleico.

---

<sup>4</sup> Magnetoterapia \_ Medicina Alternativa.  
Instituto Biocyber.

### **c. Interacción oxígeno-substrato.**

El oxígeno se acumula en los sitios en donde la intensidad del campo magnético es máxima. Dado que el oxígeno ( $O_2$ ) es paramagnético, el campo magnético ejerce una acción de migración alineada sobre el oxígeno disuelto en el líquido, ocasionando un cambio en la concentración del elemento dentro de la célula. Al aumentar la intensidad de campo magnético hay una mayor concentración de oxígeno que ha de beneficiar aquellos tejidos isquémicos, donde la circulación arterial se encuentra empobrecida.

### **d. Influencia sobre los ácidos nucleicos.**

La incorporación de la 3H-timidina en el ADN nuclear, aumentó en cultivos de fibroblastos, al ser expuestos a la influencia de un campo magnético. Se ha demostrado un significativo incremento en la síntesis del ADN en cultivos de condroblastos sometidos a la influencia de campos magnéticos. Dicho aumento se interpreta como el reflejo de una modulación, directa o indirecta, de la duplicación de mismo ácido desoxirribonucleico. Se ha estudiado también que la actividad del ARN mensajero es aumentada por efecto de los campos magnéticos.

### **e. Influencia sobre el colágeno.**

Aplicando campos magnéticos a cultivos de condroblastos, se ha observado un aumento en la síntesis del colágeno. Se ha comprobado además, un incremento en la conversión de 3H-prolina en 3H-hidroxiprolina, en cultivos de células óseas embrionarias, expuestas a la acción del campo magnético. Dado que el colágeno forma la sustancia intercelular, es posible encontrarlo, en distintas proporciones, en todo el organismo. Los ligamentos musculares, el estroma de la membrana sinovial presentan fibras colágenas. El cartílago articular muestra una trama de fibras colágenas en una matriz de sustancia fundamental de proteoglicanos. En los huesos, el colágeno junto con los mucopolisacáridos y mucoproteínas constituyen

la materia orgánica, y representan un 25% del tejido óseo. Se ha reportado que, la aplicación de campos magnéticos produce efectos benéficos, en la reducción del proceso inflamatorio y la detención del proceso degenerativo fibroso originados en la ruptura del tejido conectivo.

#### **f. Influencia sobre las funciones de transporte de la membrana celular.**

Los campos magnéticos aumentan la toma de calcio radioactivo en el hueso osteoporótico de las ratas (mayor actividad osteoblástica). Se ha observado también un aumento en la toma de calcio en las células óseas embrionarias sometidas a campos magnéticos. Se ha demostrado un aumento en la salida de sodio de los eritrocitos humanos expuestos a campos magnéticos. Para lograr una buena polarización de la membrana celular, es importante el buen funcionamiento de la bomba de sodio.

#### **g. Influencia sobre la liberación de la noradrenalina.**

La aplicación de campos magnéticos aumenta la secreción de 3H-noradrenalina en la línea clonal de la célula nerviosa. El efecto del campo magnético sobre la liberación de 3H-noradrenalina es semejante en magnitud al producido por estímulo colinérgico.

#### **h. Sistema Circulatorio.**

El cuerpo humano contiene de 5 a 6 litros de sangre, las arterias y los capilares transportan el oxígeno y otros elementos a estos órganos. Los mismos capilares recogen la sangre empleada, la cual contiene toxinas y productos de desecho, y la vacían en las venas. El magnetismo actúa especialmente en la sangre, y más que nada a través del sistema circulatorio en donde los efectos del magnetismo se dispersan por todo el cuerpo. En su camino de regreso al corazón, la sangre pasa por los riñones, donde se filtra, y luego por los pulmones, donde se carga de oxígeno. Esta sangre, con oxígeno fresco, llega al corazón, donde es enviada de

nuevo a todos los órganos. La célula roja funciona como un pequeño depósito de una sustancia llamada hemoglobina, lo que da a la sangre su color particular. Una molécula de hemoglobina contiene suficiente hierro para que las células rojas sean ligeramente paramagnéticas y por lo tanto sujetas a los efectos de los campos magnéticos. Cuando el conteo de las células sanguíneas rojas del organismo está bajo, o cuando el contenido de hemoglobina y por consecuencia el contenido en hierro es bajo, el organismo no recibe suficiente oxígeno para mantener un adecuado nivel de energía. Las células rojas son los mayores portadores de oxígeno. La anemia provoca una pérdida de energía debido a la falta de hierro. Se ha demostrado sin embargo, que los imanes pueden aumentar ligeramente la conductibilidad de la sangre, y así al ionizarse mejora la circulación y estabiliza la presión sanguínea. La sangre magnetizada puede transportar más oxígeno a las células y así lograr que más energía esté disponible para los tejidos y los órganos, para que realicen un mejor trabajo. Debido a que el flujo sanguíneo en ocasiones se bloquea parcialmente por depósitos de grasa o por acumulaciones de calcio y colesterol, la dotación de oxígeno, así como el abastecimiento de otros nutrientes esenciales, disminuye. Sin embargo, se ha observado que el magnetismo activa la circulación sanguínea. La hemoglobina magnetizada proporciona una mejor dotación de oxígeno y también permite una mejor eliminación de desechos. Una mejoría en la circulación es favorable porque una mejor dotación de oxígeno contribuye a un funcionamiento óptimo de todos los órganos del cuerpo y fortalece el sistema inmunológico. Los imanes no curan, pero tienen un efecto sinérgico ya que permiten al organismo recobrar el equilibrio y defenderse mejor contra las invasiones externas. En los laboratorios *Delaware*, Inglaterra, el personal que trabaja con un campo electromagnético producido por un solenoide, han observado en la sangre de las personas las siguientes reacciones: Una reducción interesante de los niveles de colesterol, aumento en la secreción de hormonas corticales, menor conteo de células sanguíneas blancas, coagulación rápida y disminución en la tensión arterial, después de tres semanas de tratamiento.

## **i. Sistema Nervioso.**

Lo esencial del sistema nervioso es la célula nerviosa o neurona. Estas células producen una forma de energía que pasa a través de sus membranas. Las neuronas transportan impulsos entre el organismo y el sistema nervioso central. Los iones se transportan en los axones. los axones están cubiertos con un revestimiento llamado mielina, que los aísla y aumenta la velocidad de conducción del flujo nervioso. Las neuronas están unidas por conexiones llamadas sinapsis. Cuando las células nerviosas son estimuladas envían mensajes al cerebro. El impulso electroquímico viaja a lo largo del nervio y su paso se facilita o se inhabilita por la presencia o ausencia de sinapsis. Cuando el cerebro finalmente recibe el impulso, interpreta el mensaje y responde a este. Las células nerviosas, tienen una carga negativa interna y una carga positiva externa. Cuando se estimulan las terminaciones nerviosas, hay un aumento en la carga positiva externa causando de esta forma que la membrana celular se abra durante una fracción de segundo, permitiendo que los iones positivos pasen al interior de la célula. La carga positiva dentro de la célula se transmite a la célula nerviosa adyacente, y así continuamente. Para sentir dolor, debe existir una estimulación de las terminales nerviosas, y el cerebro debe estar informado de esta estimulación e interpretarla. Si se corta el nervio, si algo mas impide que el influjo alcance el cerebro, o si este influjo es demasiado débil, no se experimentara dolor que es el resultado esperado con las terapias magnéticas.

## **j. Sistema Endocrino.**

El sistema endocrino es importante también respecto al magnetismo. Al mismo tiempo que el sistema nervioso actúa directa y rápidamente sobre los músculos y las glándulas, el sistema endocrino realiza un efecto mas lento, actúa sobre las células por medio de sustancias químicas llamadas hormonas, que son segregadas directamente a la sangre. Cada célula tiene receptores que reconocen solo las moléculas de las hormonas dirigidas especialmente a ella y que extraen

las moléculas hormonales del torrente sanguíneo. Las glándulas endocrinas se activan por medio del sistema nervioso y otras por cambios químicos en el organismo. Las hormonas y los neurotransmisores del sistema nervioso central tienen una función parecida, ambas transportan mensajes entre las células del organismo. Un neurotransmisor transporta mensajes entre las neuronas que están cerca unas de las otras, siendo su efecto local. Por otro lado, una hormona puede viajar grandes distancias en el organismo y producir diferentes efectos en distintos grupos de células. Aún así, estos mensajeros químicos tienen mucho en común, porque algunos realizan las dos funciones. Cuando son liberados por las neuronas, la adrenalina y la norepinefrina actúan como neurotransmisores, actuando como hormonas cuando son producidos por las glándulas suprarrenales. Las secreciones hormonales se pueden regular e incluso mejorar con el uso del magnetismo, ya que los capilares que están alrededor de las glándulas, son parte del sistema circulatorio, del cual ya se ha comentado su efecto con el magnetismo. Al dilatar los capilares, permitiremos una mejor transmisión de hormonas a todas partes del organismo, un funcionamiento disminuido de la glándula pituitaria, puede corregirse aplicando campos magnéticos combinados con otros métodos de medicina alternativa, si es que el problema se ha detectado a tiempo.

#### **k. Cicatrización.**

El magnetismo no actúa solo en la sangre, los nervios y las glándulas, sino también en las células como ya lo hemos explicado. *Holger Hanneman*, importante investigador de este campo, observó que la formación de colágeno era simétrica y en ángulo recto con la incisión a lo largo de una sección tratada con imanes, mientras que en la sección no tratada con imanes, la cicatrización se dio de forma totalmente dispareja e irregular. Descubrió que el magnetismo puede ayudar a restaurar la elasticidad en el tejido cicatrizado, de forma notable en los casos de quemaduras.

## I. Cáncer.

La importancia del magnetismo y su investigación en el campo de la oncología no debe ser ignorado, a continuación, el siguiente tratamiento del *Dr. John Pole* es totalmente científico. El doctor *John Pole*, profesor de Hematológica Oncológica pediátrica de la Universidad de Florida, reporta un tratamiento magnético sobre la medula espinal que ha triplicado el índice de supervivencia en niños que sufrían de neuroblastoma, un cáncer del sistema nervioso que por lo general produce tumores abdominales y metástasis en la medula espinal. El tratamiento consistió en inyectar partículas magnéticas en la medula espinal extraída, en la que las partículas solamente se adhirieron a las células cancerígenas. El fluido entonces se filtra utilizando equipo magnético especial para separar las células sanas de las células cancerígenas. El fluido se congeló y reinyectó después de que el paciente recibió quimioterapia o radioterapia. El fluido reinyectado estaba libre de enfermedad, pues ya no contenía células cancerígenas y en consecuencia también era compatible con la ausencia del riesgo de rechazo. De acuerdo a las declaraciones del doctor *Robert Seeger*, profesor de Hematológica Oncológica pediátrica en la Facultad de Medicina de la Universidad del Sur de California, un niño de dos años diagnosticado con neuroblastoma gozaba de buena salud tres años después de recibir tratamiento magnético. Una vez más, se observó que aunque la aplicación de campos magnéticos no curaba, reforzaba y acentuaba de manera importante el proceso curativo. Aproximadamente 50 por ciento de los niños con neuroblastoma, enfermedad que es fatal en 90 por ciento de los casos, vivió un promedio de dos años después del tratamiento magnético sin que volviera la enfermedad. También se ha reportado que el cáncer de mama ha sido tratado con éxito con imanes Neomax, que son imanes de 4 000 gauss hechos de hierro, boro y neodimio.

Como dato complementario, estos imanes que tienen el tamaño de una moneda y pesan cerca de 30 g se diseñaron en 1983 basados en las investigaciones del

profesor *Goesta Wollin* y se fabrican y comercializan por la Compañía *Sumitomo de Metales Especiales*, en Japón.

### **1.1.2 Equipos utilizados en magnetoterapia.**

Actualmente, existe la posibilidad de efectuar tratamientos que permiten normalizar los campos magnéticos alterados del organismo, a partir de equipos generadores de campo magnético fabricados sobre todo por la antigua URSS y Canadá. En estos momentos en Latinoamérica se cuenta con una compañía de servicios médicos ubicada en Cuba, la cual brinda tratamientos utilizando equipos MAGNA (Campo Magnéticos Pulsátiles), los cuales funcionan bajo prescripción y control médico. Algunos de los equipos utilizados en magnetoterapia.

#### **a. Equipos de emisión localizada.**

Estos equipos tienen la posibilidad de emisión bilateral (planas) y dos cilindros de campo envolvente. Estos equipos tienen la opción de emitir hasta 150 Gauss y tienen emisión continua y alterna. Los equipos están adaptados para ser transportados con facilidad dentro de un maletín especialmente diseñado. Ideal para tratamientos localizados y domiciliarios<sup>5</sup>.

#### **b. Equipos de emisión cuerpo entero.**

Modelo para patologías generalizadas, sectorizado en 3 partes de accionamiento independiente con consola de comando, la cual controla e identifica la intensidad de campo magnético emitida<sup>6</sup> (figura 2).

---

<sup>5</sup> Cuba Médica\_ Campos magnéticos Pulsátiles.

<sup>6</sup> Cuba Médica\_ Campos magnéticos Pulsátiles.

**Figura 2.** Equipo de magnetoterapia de emisión cuerpo entero



Para la medición de campos magnéticos existe una colección variada de transductores, caracterizados por sus propiedades de acuerdo a la aplicación determinada, las cuales van desde la presencia de un campo hasta la variación con exactitud de las medidas escalares y las propiedades vectoriales que estén presentes. Los sensores utilizados para medir campos magnéticos se clasifican en: sensores que miden campos bajos ( $<1\text{mT}$ ) comúnmente llamados magnetómetros y sensores que miden campos altos ( $>1\text{mT}$ ) usualmente llamados gaussímetros.<sup>7</sup>

Las tecnologías existentes hoy en día abarcan tres tipos de categorías de acuerdo a su sensibilidad: alta sensibilidad (“*SQUID, Optically Pumped*”), mediana sensibilidad (“*Search-coil, Fluxgate, Magnetoresistive*”) y de baja sensibilidad (“*Hall-effect sensor*”).

---

<sup>7</sup> A Review of Magnetic Sensors  
James E . Lenz\_ IEEE

### 1.1.3 Equipos utilizados para medición de campos magnéticos.

A continuación se enunciarán algunos equipos con sus características principales los cuales han sido utilizados en el uso de mediciones magnéticas:

En el departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de *Pavia, Italia*; se presentó un microsistema integrado para medición de campo magnético en 3D, este dispositivo monitorea el modulo del vector de campo magnético que este percibiendo y almacena un histograma de los niveles percibidos para posteriormente ser descargados a un PC. El transductor utilizado en este trabajo es un sensor de efecto hall convencional de tecnología CMOS. El propósito del dispositivo es detectar campos magnéticos en el ambiente y entregar los resultados a un microprocesador por medio de una interfase serial.<sup>8</sup>

TWILINGHT S.A, empresa ubicada en Monterrey, México, la cual se dedica a la distribución de equipos de laboratorio industrial, presentó un gaussímetro portátil, el cual trae incorporado un procesador digital de señal (DSP). Este instrumento permite al usuario visualizar la lectura del campo magnético en una pantalla de cristal líquido, en las unidades de gauss o tesla según sea el requerimiento, además presenta una salida de comunicación a través del puerto USB.<sup>9</sup>

LakeShore, empresa especializada en la fabricación de equipos industriales, presenta una serie de dispositivos electromagnéticos, los cuales implementan transductores de efecto hall y se caracterizan por medir campos de intensidades altas (hasta de 2 teslas), capaces de tomar hasta cuatro muestras diferentes de campo magnético simultáneamente.

---

<sup>8</sup> An Integrated Microsystem for 3D Magnetic Field Measurements  
Piero Malcotivati\_Franco Maloberti  
Universidad de Pavia \_ Italia. IEEE

<sup>9</sup> [www.twilight.com.mx](http://www.twilight.com.mx)

**Tabla1. Patologías tratadas con magnetoterapia.**

	<b>Gauss</b>	<b>N° de sesiones</b>	<b>Resultado</b>
<b>CERVICOARTROSIS</b>			
Nucalgias	35	20	XXX
Braquialgias	50-35	25	XXX
Hemicránea y vértigos	20	15	XX
<b>LUMBARTROSIS</b>			
Lumbago	65	20	XXX
Sacralgias	65	25	XX
Lumbociática	65	40	XX
<b>PODALGIAS</b>			
Sin. Túnel Tarsiano	35	30	XXX
Sin. Seno del Tarso	25-30	25	XX
Epifisitis Calcánea	25-30	15	XXX
Síndrome Espolón	65	25	X
Artritis Reumatoidea	65	40	XX
Epicondilitis	50	30	XX
Fracturas	65-55-65-55	35-40	XXX
Retardo de consolidación	25-30-25-30	30-40	XX
<b>ULCERAS CUTANEAS</b>			
Varicosas	30-35	30	XXX
Decúbito	30-35	40	XX
Quemaduras	55	10	XXX
Isquémicas	65-35	40	XX
<b>EDEMA</b>			
Venoso	20-25	40	XXX
Linfedema	20-25	30	XX
Postraumático	40	25	XXX
Depresiones (insomnio)	20-10	40	XX
Sinusitis	10-15-20-10	20	XX
Acné	15-20 25-30	15	XX
Asma bronquial	30-50-30 35	20	XX
Hemorroides	65	30	XXX
<b>CONJUNTIVITIS</b>			
Infeciosas	10	10	XX
Alérgicas	20	15	X
Químicas	15	5	XXX
Dismenorrea	20	7	XX
Hematomas	35	10	XXX
<b>Lectura:</b> X mejoría discreta XX mejoría de mas del 50 % XXX mejoría mayor del 80 %			

En general, es posible observar la tendencia a desarrollar equipos portátiles con el objeto de cubrir grandes áreas en cortos períodos de tiempo con un único equipo. También se destaca la incorporación de software de procesamiento de señal con el objeto de encontrar el espectro de las señales adquiridas y a partir de esto factores de amplificación o frecuencias predominantes.

En la tabla 1 se presenta una lista de algunos tratamientos realizados con intensidades de campo magnéticos alrededor de 100 Gauss, que son valores generalmente emitidos por los equipos utilizados para magnetoterapia.

## **1.2 FUNDAMENTOS DE CAMPO MAGNÉTICO**

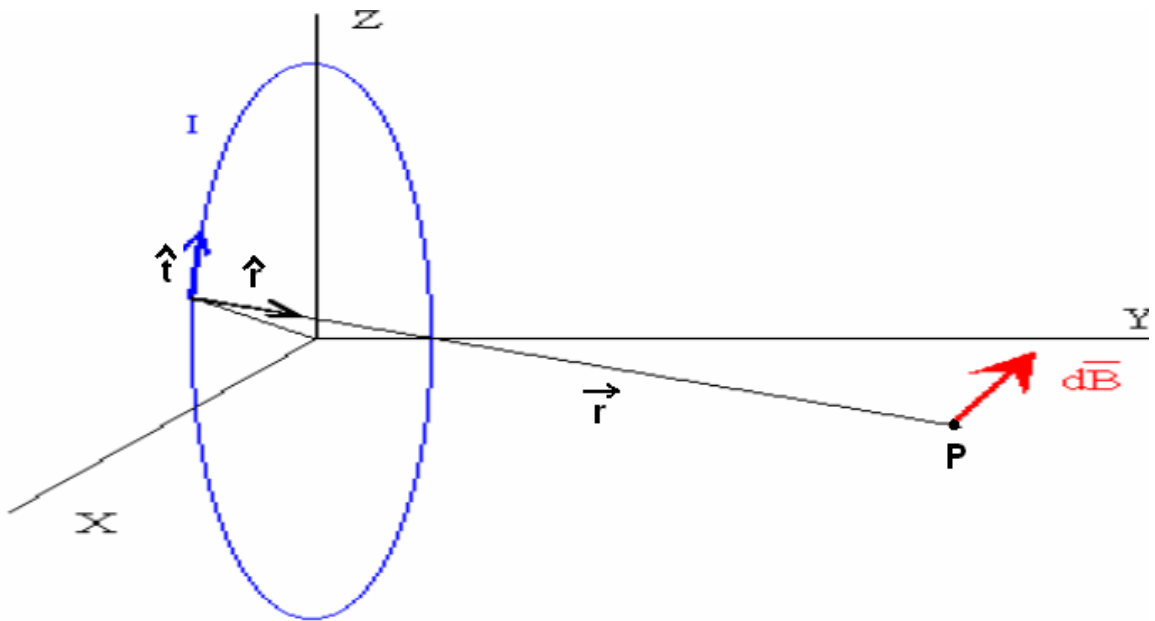
A continuación se expondrán algunos conceptos y definiciones básicas del campo magnético, se tratarán las tecnologías de los dispositivos disponibles en la actualidad para la medición de campos magnéticos tanto escalares como vectoriales dependiendo de su intensidad, así como las aplicaciones en las diferentes áreas del conocimiento.

### **1.2.1 La ley de Biot-Savart**

La ley de Biot-Savart calcula el campo producido por un elemento  $d\mathbf{l}$  de la corriente de intensidad  $I$  en un punto P distante  $r$  de dicho elemento (figura3).

$$\frac{d\mathbf{B}}{d\mathbf{l}} = \frac{\mu_0 I}{4\pi r^2} (\hat{\mathbf{t}} \times \hat{\mathbf{r}}) \quad [1]$$

**Figura 3.** Campo producido por un elemento diferencial de corriente.



El campo producido por el elemento esta definido por la ecuación [9], tiene la dirección perpendicular al plano determinado por los vectores unitarios  $\hat{t}$  y  $\hat{r}$  y sentido el que resulta de la aplicación de la regla de la mano derecha.  $\hat{t}$  es un vector unitario que señala la dirección de la corriente, mientras que  $\hat{r}$  señala la posición del punto P desde el elemento de corriente  $d\mathbf{l}$ .

La ley de *Biot - Savart* también puede ser expresada en términos de fuentes distribuidas como la densidad de corriente  $\mathbf{J}$  [ $A/m^2$ ] y la densidad superficial de corriente  $\mathbf{K}$  [ $A/m$ ]. La corriente superficial fluye en una hoja cuyo espesor tiende a cero y la densidad de corriente resulta infinita. De manera que el elemento diferencial de corriente es  $I d\mathbf{L}$ , por tanto:

$$I d\mathbf{L} = \mathbf{K} d\mathbf{S} = \mathbf{J} d\mathbf{v} \quad [2]$$

Y se obtienen formas alternas de la ley de Biot – Savart:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_s \frac{\mathbf{K} \times \hat{\mathbf{r}}}{r^2} d\mathbf{S} \quad [3]$$

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\text{vol}} \frac{\mathbf{J} \times \hat{\mathbf{r}}}{r^2} d\mathbf{v} \quad [4]$$

### 1.2.2 Ley de Ampère.

La Ley de Ampère esta definida por la siguiente ecuación:

$$\oint_C \mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = \mu_0 \int_S \mathbf{J} \cdot \mathbf{n} \, da \quad [5]$$

La cual dice que la integral de línea de  $\mathbf{B}$  alrededor de una trayectoria cerrada es igual a  $\mu_0$  veces la intensidad de corriente total que pasa a través de la trayectoria cerrada.<sup>10</sup>

Para verificar la ecuación se puede tomar el caso de un alambre rectilíneo, cuando a lo largo de él circula una corriente  $I$  (figura 4).

En este caso la corriente se dirige hacia arriba y  $C$  se describe en el sentido contrario de las manecillas del reloj. En el punto  $P$  a una distancia  $r$  del conductor el campo magnético esta dado por:

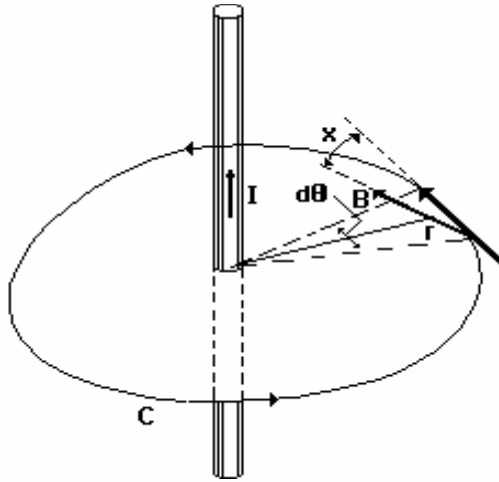
$$\mathbf{B}(r) = \frac{\mu_0 I}{2\pi r} \quad [6]$$

tangencial a la circunferencia de radio  $r$  con centro en el conductor.

---

<sup>10</sup> Fundamentos de la Teoría Electromagnética  
Reitz\_Milford\_Christy.

**Figura 4.** Campo magnético producido por un alambre rectilíneo



De la figura 4 se puede observar que:

$$\mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = |\mathbf{B}| |d\mathbf{l}| \cos x = |\mathbf{B}| r d\theta \quad [7]$$

conociendo  $\mathbf{B}$  se tiene:

$$\oint_C \mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = \int_0^{2\pi} \frac{\mu_0 \mathbf{I}}{2\pi r} r d\theta = \mu_0 \mathbf{I} \quad [8]$$

Existe una relación entre campos eléctricos y magnéticos. El físico danés *Hans Christian Oersted* (1777-1851), realizó una serie de experimentos con el fin de determinar si existe relación entre electricidad y magnetismo, descubrió que al pasar una corriente a través de un alambre cerca de una brújula la aguja magnética de ésta produce una rotación, entonces una corriente eléctrica exhibe propiedades magnéticas parecidas a las de un imán, la brújula fue el primer sensor de fuerza de campo magnético.

El científico inglés *Michael Faraday* (1791-1867), encontró que se podría producir un voltaje eléctrico en los terminales de un lazo de alambre si él movía un imán cerca de éste. Esto condujo al diseño de la bobina de inducción.

Los campos magnéticos son producidos por el flujo de carga eléctrica, en efecto un campo magnético es una transformación en velocidad de campo eléctrico (a través de una transformación de *Lorentz*).

La ley de la fuerza de *Lorentz* describe la fuerza neta que actúa sobre una partícula puntual o distribución de carga en movimiento cuando los campos eléctricos y magnéticos se encuentran presentes al mismo tiempo<sup>11</sup>.

$$\mathbf{f}_L = q(\mathbf{\bar{v}} \times \mathbf{\bar{B}}) \quad [9]$$

donde  $q$  es la carga de la partícula,  $\mathbf{\bar{v}}$  la velocidad con que se mueve y  $\mathbf{\bar{B}}$  el campo magnético presente.

### 1.2.3. Campos magnéticos inducidos.

A continuación se presentan los campos magnéticos producidos por algunas distribuciones de corrientes importantes como son: corriente rectilínea, espira circular, solenoides y toroides.

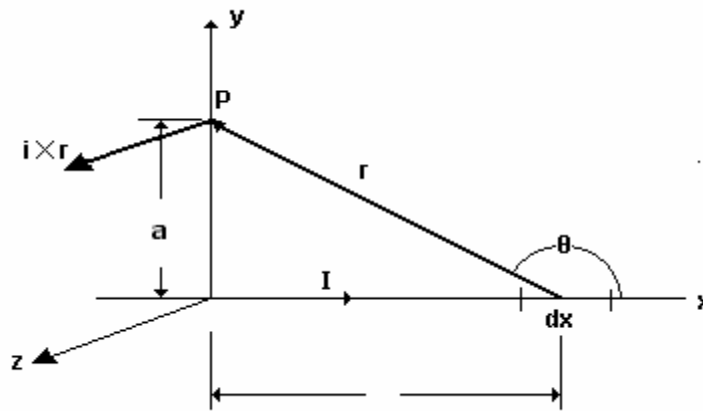
---

<sup>11</sup> Fundamentos de Electromagnetismo para Ingeniería.  
David K Cheng.

**a. Campo magnético debido a un filamento rectilíneo.**

Las líneas de fuerza de un campo magnético en un conductor rectilíneo son circunferencias concéntricas con el conductor como centro, el sentido de  $\mathbf{B}$  esta dado según la regla de la mano derecha.

**Figura 5** Filamento rectilíneo



Si colocamos el alambre sobre el eje X y hacemos circular una corriente de intensidad  $I$  (figura 5), el campo magnético calculado en un punto  $P$  a una distancia  $r$  del eje Y esta dado según la ley de Biot-Savart por:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} I \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{r}}{r^2} dx \quad [10] \quad \text{de donde:} \quad \mathbf{i} \times \mathbf{r} = r \text{Sen}\theta \hat{\mathbf{k}}$$

quedando: 
$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi a} \int_0^\pi \text{sen}\theta d\theta = \frac{\mu_0 I}{4\pi a} \hat{\mathbf{k}} (-\cos\theta) \Big|_0^\pi = \frac{\mu_0 I}{2\pi a} \hat{\mathbf{k}} \quad [11]$$

## b. Campo magnético debido a una espira circular

Si se tiene una espira circular de alambre por la cual circula una corriente  $I$  (figura 6). Teniendo en cuenta que la espira se encuentra en el plano  $XY$  el campo magnético en un punto  $P$  puede calcularse haciendo un análisis vectorial.

Utilizando las siguientes relaciones:

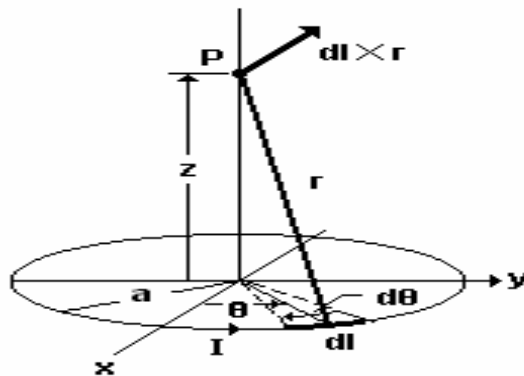
$$\begin{aligned} d\mathbf{l} &= a d\theta(-i \sin\theta + \mathbf{j} \cos\theta) \\ \mathbf{r} &= -ia \cos\theta - \mathbf{j} a \sin\theta + \mathbf{k} z \\ |\mathbf{r}| &= (a^2 + z^2)^{1/2} \end{aligned}$$

El campo magnético queda expresado por:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(i z a \cos\theta + \mathbf{j} z a \sin\theta + \mathbf{k} a^2)}{(z^2 + a^2)^{3/2}} d\theta \quad [12]$$

resolviendo la integral: 
$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I}{2} \frac{a^2}{(z^2 + a^2)^{3/2}} \mathbf{k} \quad [13]$$

**Figura 6.** Espira circular



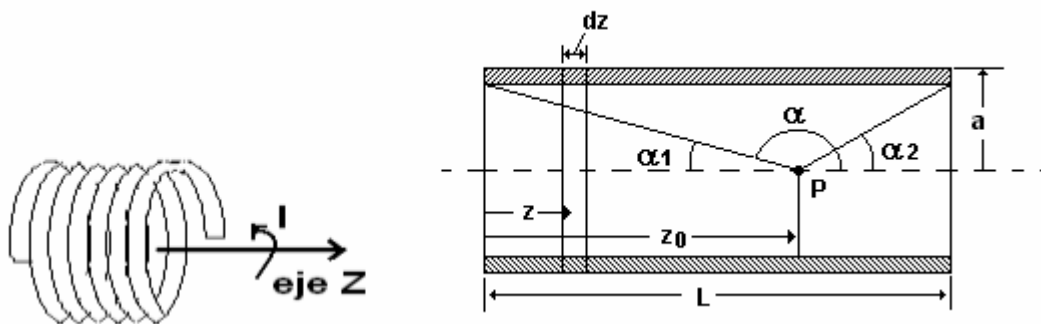
### c. Campo magnético debido a un solenoide

Un solenoide es, en esencia, un conjunto de espiras iguales y paralelas dispuestas a lo largo de una determinada longitud que son recorridas por la misma intensidad de corriente. Puede describirse como  $N$  vueltas uniformemente enrolladas en una forma cilíndrica de radio "a" y longitud "L" (figura 7).

La inducción magnética en el punto P depende de la cantidad de los elementos diferenciales  $dz$  existentes. Aplicando la ecuación de una espira circular a cada elemento diferencial y sumando los resultados, el campo magnético queda expresado como:

$$\mathbf{B}_z = \frac{\mu_0 I a^2}{2L} \int_0^L \frac{dz}{[(z_0 - z)^2 + a^2]^{3/2}} \hat{\mathbf{k}} \quad [14]$$

**Figura 7** Campo magnético en un solenoide



Cambiando  $Z - Z_0 = a \cdot \cot \alpha$  y resolviendo la integral queda:

$$\mathbf{B}_z = \frac{\mu_0 NI}{2L} [-\cos(\pi - \alpha_1) + \cos \alpha_2] \quad [15]$$

Siendo  $\alpha_1$  y  $\alpha_2$  ángulos menores de  $\pi/2$  la ecuación se convierte en:

$$\mathbf{B}_z = \frac{\mu_0 NI}{L} \left[ \frac{\cos \alpha_1 + \cos \alpha_2}{2} \right] \quad [16]$$

Si la distancia  $Z_0$  esta ubicada en la mitad del solenoide, siendo este lo suficientemente grande en comparación con su radio, los ángulos son pequeños y se pueden aproximar mediante:

$$\alpha_1 \cong \frac{a}{z_0}, \quad \alpha_2 \cong \frac{a}{L - z_0}$$

el campo magnético queda determinado como:

$$\mathbf{B}_z \cong \frac{\mu_0 NI}{L} \left\{ 1 - \frac{a^2}{4z_0^2} - \frac{a^2}{4(L - z_0)^2} \right\} \hat{\mathbf{k}} \quad [17]$$

Si  $Z_0 = L/2$  y  $L/a = 10$ , resulta un error del 2% utilizando la formula elemental

$$\mathbf{B}_z = \frac{\mu_0 NI}{L} \hat{\mathbf{k}} \quad [18]$$

#### d. Campo magnético producido por un toroide.

Un toroide enrollado uniformemente, con  $N$  vueltas de alambre por la que pasa una corriente de intensidad ( $I$ ), con radio interno ( $a$ ) y radio externo ( $b$ ) emite una inducción magnética tangencial a lo largo de su trayectoria circular.

Para calcular la intensidad de campo que atraviesa la circunferencia de radio  $r$  (en color azul) se encuentran tres casos:

Para cada circunferencia de radio  $r$ :

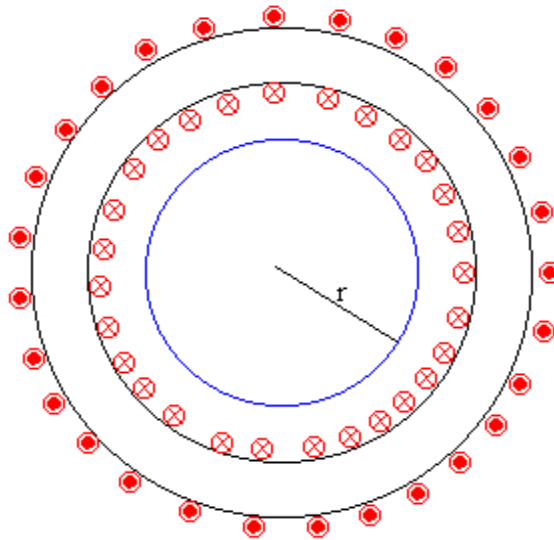
$$\oint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = 2\pi r B \quad [19]$$

$B$  debe ser igual a  $\mu_0$  veces la corriente total que pasa a través del círculo:

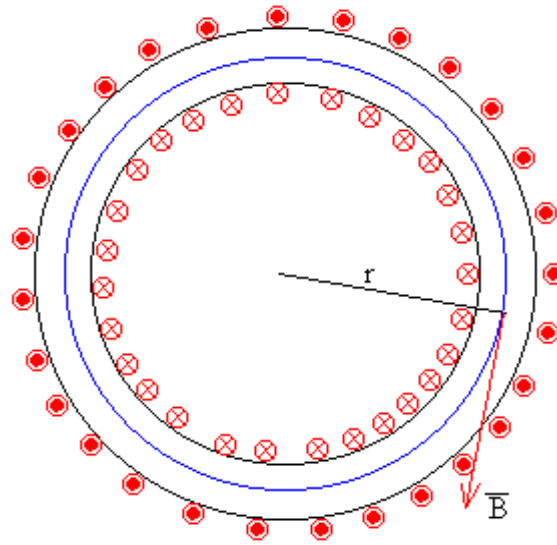
$$2\pi r B = \mu_0 I \quad a < r < b$$

$$2\pi r B = 0 \quad r > b \text{ y } r < a.$$

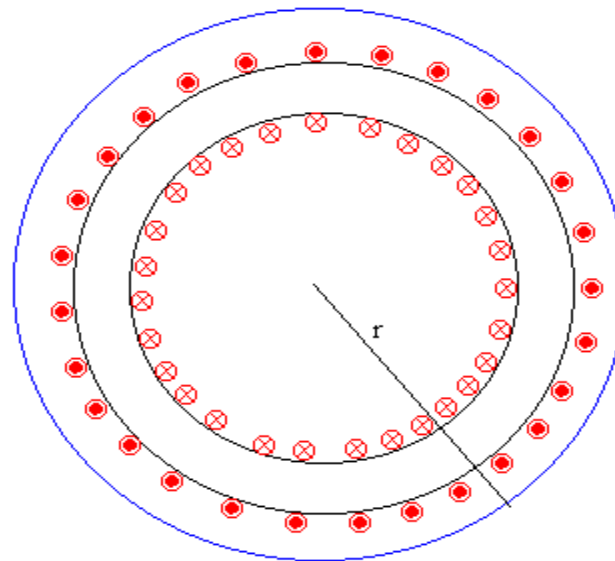
**Figura 8.** Líneas de campo magnético fuera de un toroide.



**Figura 9** Línea de campo magnético dentro del toroide.

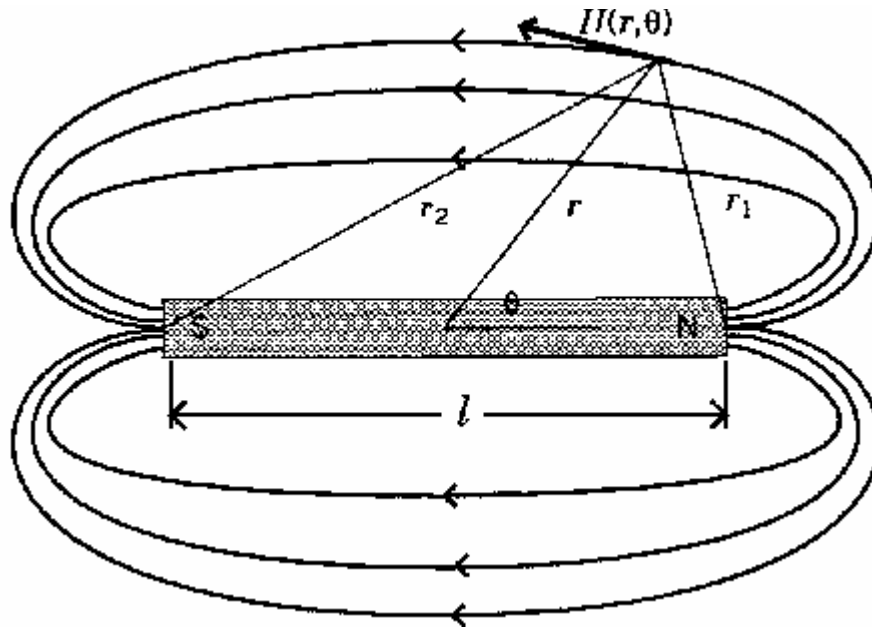


**Figura 10.** Línea de campo magnético fuera del toroide.



La fuente más familiar de campos magnéticos es la barra magnética (figura 11), el campo magnético en cada punto del espacio alrededor de este imán es una cantidad vectorial que posee una dirección y una magnitud.

**Figura 11.** Líneas de campo magnético producidas por una barra magnética.



El campo magnético para una barra u otro objeto magnético cuando es medido a una distancia ( $r$ ) mayor que la longitud ( $l$ ) del objeto esta dado por:

$$\vec{H} = \frac{3(\vec{m} \times \vec{a}_r)\vec{a}_r - \vec{m}}{r^3} \quad [20]$$

donde:  $\vec{a}_r$  es el vector unitario en dirección  $\vec{r}$ ,  $r$  es la distancia entre la fuente de campo magnético y el punto de medida y  $\vec{m}$  es el momento dipolar magnético equivalente.

La magnetización  $\vec{M}$  es definida como el momento dipolar magnético neto por unidad de volumen:

$$\vec{M} = \frac{\sum_{i=1}^N \vec{m}_i}{\text{volumen}} \quad [21]$$

La magnetización es una cantidad vectorial y una propiedad material que puede provenir de corrientes internas que pueden ser a su vez alteradas por un campo magnético externo.

Hay un tercer vector magnético llamado inducción magnética o densidad de flujo. En el espacio libre el campo magnético y la densidad de flujo son proporcionales uno del otro por un factor constante  $\mu_0$ .

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H} \quad [22]$$

La siguiente ecuación describe la relación entre el campo intensidad magnética  $\vec{H}$ , la densidad de flujo  $\vec{B}$  y los vectores de magnetización  $\vec{M}$  en la materia:

$$\vec{B} = \mu_0 (\vec{H} + \vec{M}) \quad [23]$$

Los vectores de campo magnético y densidad de flujo no necesariamente deben tener la misma dirección, algunos materiales tienen propiedades magnéticas anisotrópicas que hacen que los vectores se orienten en direcciones diferentes.

Existen materiales con dominios magnéticos permanentes como en un imán, otros materiales requieren de un campo externo para magnetizarse. La magnetización es generalmente inducida y esta descrita por la ecuación:

$$\vec{M} = \chi \vec{H} \quad [24]$$

donde  $\chi$  es llamada la susceptibilidad magnética del material. En un material isotrópico (las propiedades magnéticas no dependen de la dirección),  $\chi$  es una cantidad escalar y la magnetización y los vectores de campo son proporcionales y están alineados. En un material anisotrópico la magnitud y la dirección del vector de magnetización depende de la dirección y la fuerza de la inducción magnética. Como consecuencia los vectores no siempre estarán alineados, por tanto se puede definir para materiales magnéticamente suaves:

$$\vec{\mathbf{B}} = \mu_0(1 + \chi)\vec{\mathbf{H}} = \mu_0\mu\vec{\mathbf{H}} \quad [25]$$

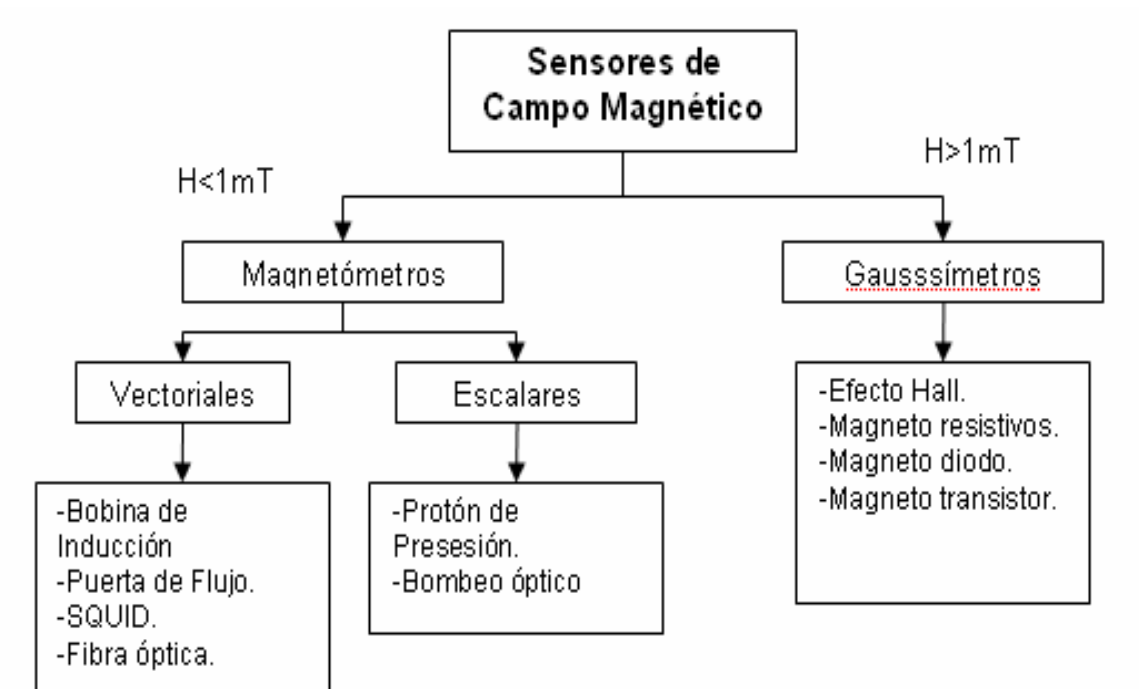
donde  $\mu$  es la permeabilidad relativa del material.

Un objeto magnetizado con un momento magnético  $\vec{\mathbf{m}}$  experimentara un torque  $\vec{\mathbf{T}}$  en presencia de un campo magnético uniforme, esta relación se puede expresar:

$$\vec{\mathbf{T}} = \vec{\mathbf{m}} \times \vec{\mathbf{H}} \quad [26]$$

## 2. MEDICIONES DE CAMPOS MAGNÉTICOS

El campo magnético es medido usando una tecnología variada de transductores, caracterizando sus propiedades de acuerdo a la aplicación determinada, las cuales van desde la presencia de un campo hasta la variación con exactitud de las medidas precisas escalares y las propiedades vectoriales que éste presente. Los sensores utilizados para medir campos magnéticos pueden medir tanto componente vectorial como magnitud escalar, el esquema presenta la clasificación de dichos sensores:



Los transductores “Bobina de inducción” y “Puerta de Flujo” son los mas utilizados para medir campos vectoriales ya que son confiables y relativamente mas

económicos; los de fibra óptica son dispositivos recientemente desarrollados para medir campos de intensidades bajas con una sensibilidad cercana a la bobina de inducción, sin embargo su desempeño es mejor. El dispositivo superconductor “Squid” es de transductores mas sensibles para la medición de campo magnético, trabajan a temperaturas muy bajas y requieren sistemas de control térmico especializados, esto lo hace mas costoso y menos fiable.

El sensor de efecto “Hall” usado generalmente en gaussímetros, se utiliza comúnmente para la medición de campos magnéticos vectoriales de alta intensidad (>1mT).

Los sensores “magneto resistivos” cubren un rango de medida intermedio entre sensores de campo alto y campo bajo. El magnetómetro de presión del protón un dispositivo para medir la fuerza del campo magnético escalar, este tiene una tasa de muestreo muy bajo (del orden de 1 a 3 muestras/segundo) por lo que no puede medir cambios rápidos en el campo magnético

El magnetómetro de Bombeo óptico, opera a tasas de muestreo más grandes que el magnetómetro de presión del protón pero este es más costoso y menos fiable<sup>12</sup>.

En tabla 2 se detalla una lista de los diversos Transductores con sus respectivas características.

---

<sup>12</sup> A REVIEW OF MAGNETIC SENSORS  
James E. Lenz. IEEE.

**Tabla 2.** Transductores de campo magnético.

TRANSDUCTOR	RANGO (mT)	RESOLUCIÓN (nT)	ANCHO DE BANDA (Hz)	COMENTARIO
<i>Induction Coil</i>	$10^{-10}$ a $10^6$	Variable	$10^{-1}$ a $10^6$	No puede medir campos estáticos.
<i>Fluxgate</i>	$10^{-4}$ a 0,5	0,1	dc a $2 \times 10^3$	Magnetómetro vectorial de propósito general.
<i>SQUID</i>	$10^{-9}$ a 0,1	$10^{-4}$	dc a 5	Magnetómetro de alta sensibilidad.
<i>Hall Effect</i>	0,1 a $3 \times 10^4$	100	dc a $10^8$	Mejor aplicación para campos >1mT.
<i>Magnetoresistance</i>	$10^{-3}$ a 5	10	dc a $10^7$	Bueno para aplicaciones de rango medio
<i>Proton Precession</i>	0,02 a 0,1	0,05	dc a 2	Magnetómetro escalar de propósito general.
<i>Optically Pumped</i>	0,01 a 0.1	0,005	dc a 5	Magnetómetro escalar de alta resolución.

## 2.1 MAGNETÓMETROS VECTORIALES DE CAMPO BAJO

(H < 1mT )

### 2.1.1 Magnetómetro “*Bobina de Inducción*”.

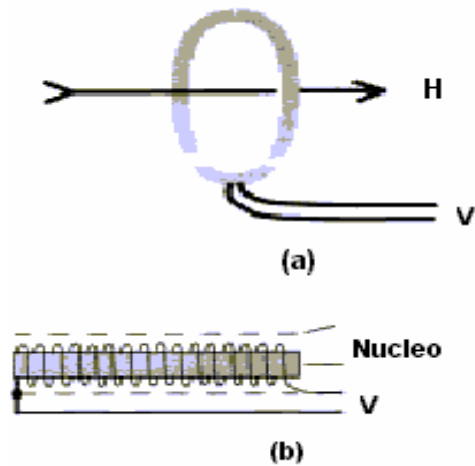
La bobina de inducción es uno de los dispositivos mas sencillos para la medición de campos magnéticos, se basa en la ley de Faraday quien descubrió

experimentalmente que se inducía una corriente en una espira conductora cuando cambiaba el flujo magnético que atravesaba la espira.

$$e(t) = -\frac{d\phi}{dt} \quad [27]$$

El voltaje inducido es proporcional a la rata de cambio del flujo (figura 12).

**Figura 12.** Inducción de un lazo de alambre. (a) antena de lazo con núcleo de aire. (b) solenoide de inducción con núcleo ferromagnético.



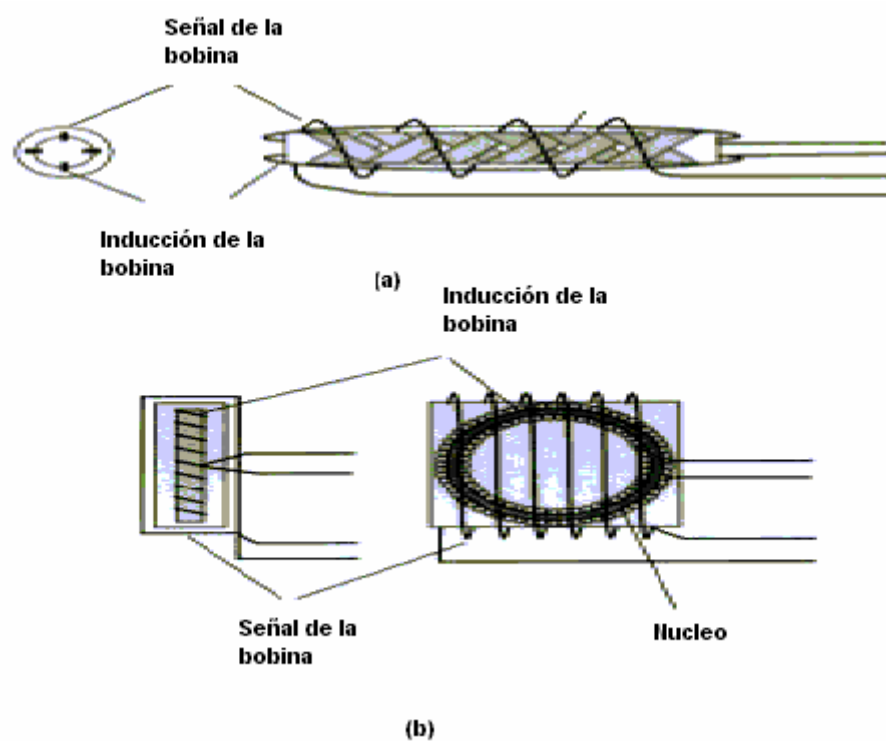
### 2.1.2 Magnetómetro de Puerta de Flujo.

Los magnetómetros “*Fluxgate*” han sido y son los transductores mas resistentes en la medición de campos magnéticos, son confiables, físicamente pequeños y requieren poca energía de operación. Este dispositivo mide componentes vectoriales de campo magnético sobre un rango de 0,1 nT a 1 mT de DC.

Este es un transductor que convierte un campo magnético en un voltaje eléctrico, se construye generalmente de una cinta fina con un material ferromagnético de

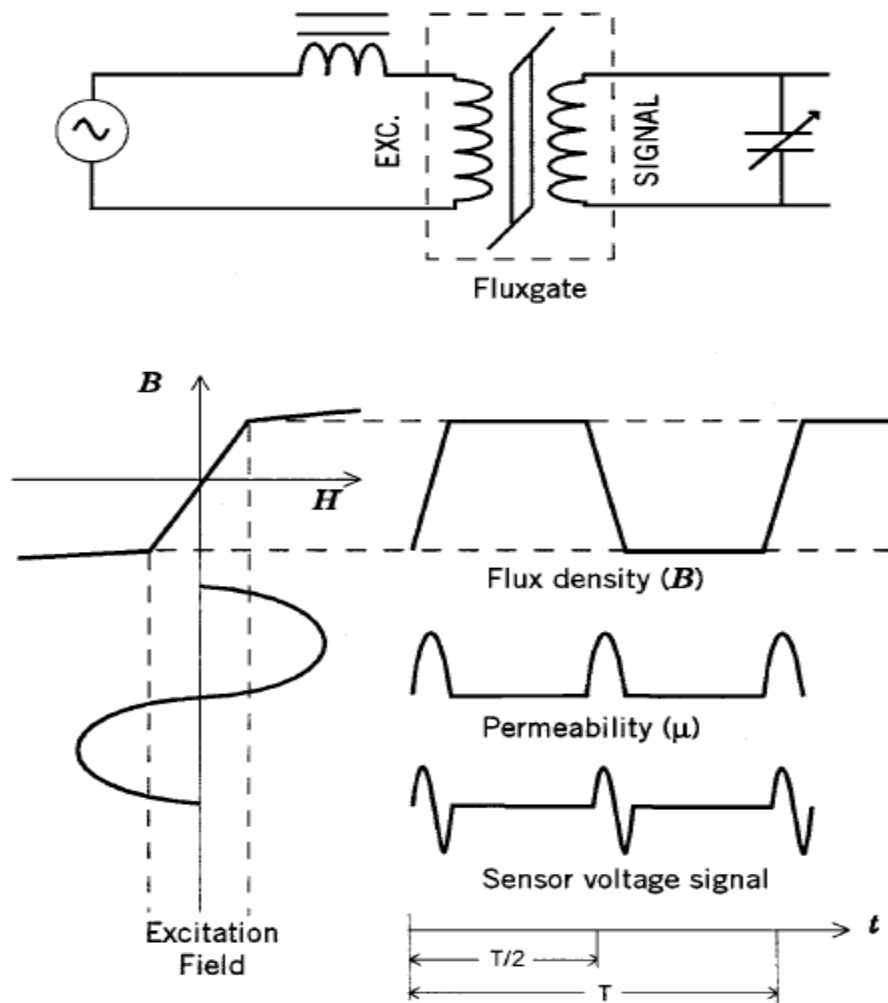
fácil saturación, envuelto en una bobina para formar un anillo o un toroide (figura13).

**Figura 13.** a) núcleo anillado. (b) *Fluxgate*



Cuando una corriente sinusoidal es aplicada, la corriente magnetiza el núcleo causando que este alcance su estado de saturación cada medio ciclo (figura14). Mientras que el material ferroso está entre los extremos de la saturación, mantiene una permeabilidad media mucho mayor que en el aire. Cuando el núcleo esta entre el tiempo de saturación la permeabilidad llega a ser igual como en el aire.

Figura 14. Respuesta del magnetómetro “fluxgate” ante una excitación sinusoidal.



Cada vez que el material ferroso va a partir de un extremo de la saturación al otro, el flujo dentro de la base cambiará de un nivel bajo a un alto nivel. Según la ley de Faraday, un flujo que cambia producirá un voltaje en los terminales de la bobina de la señal que es proporcional al índice del cambio del flujo.

$$e(t) = nA\mu_0 \mathbf{H} \frac{d\mu_e(t)}{dt} \quad [28]$$

donde:  $H$  = Componente de campo magnético.

$n$  = Número de vueltas.

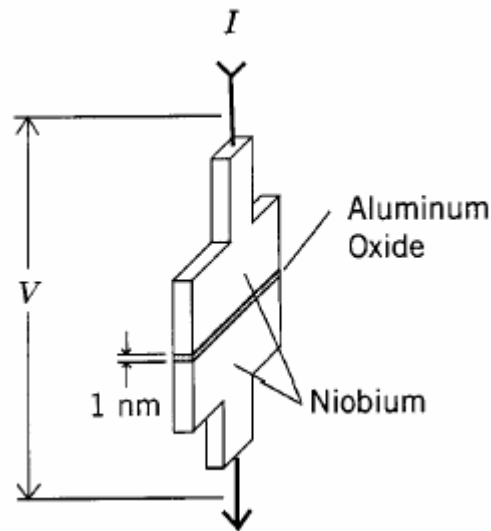
$A$  = Área transversal de la bobina.

$\mu_e(t)$  = Permeabilidad relativa del núcleo.

### 2.1.3 Magnetómetro "SQUID".

Dispositivo Superconductor de Interferencia Quántica (SQUID), son actualmente los instrumentos más sensibles disponibles para medir la fuerza del campo magnético, en un rango de  $10^{-10}$  Gauss a  $10^{-4}$  Gauss.

**Figura 15.** Magnetómetro "SQUID"



El "SQUID" (figura 15), está constituido por dos superconductores que son separados por una capa fina de aislamiento (Ensambladura de Josephson). La magnitud de la corriente que fluye a través del superconductor al pasar por la

ensambladura es afectada por la presencia de un campo magnético, debido a una reducción de la temperatura de transición

El magnetómetro "SQUID" mide el cambio en el campo magnético de cierto nivel arbitrario, no mide el valor absoluto del campo.

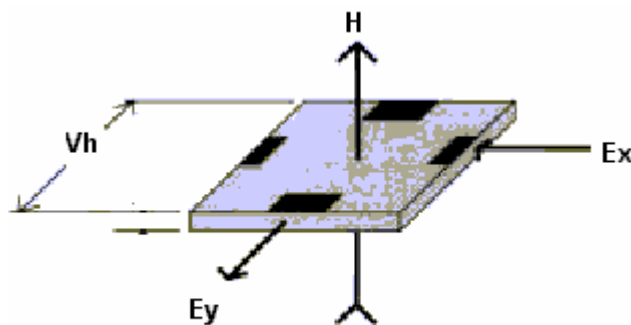
La aplicación más importante de este dispositivo esta en la investigación biomédica ya que este tiene alta sensibilidad, necesitada para medir los campos magnéticos débiles generados por el cuerpo.

## 2.2 MAGNETÓMETROS VECTORIALES DE CAMPO ALTO (>1 mT)

### 2.2.1 Sensores de Efecto Hall.

El fenómeno Hall fue descubierto por Edwin H. Hall en 1879. Si una corriente fluye en un conductor (o semiconductor) y se le aplica un campo magnético perpendicular a dicha corriente, entonces la combinación de corriente y campo magnético genera un voltaje perpendicular a ambos. Este fenómeno se denomina Efecto Hall. El voltaje Hall ( $V_H$ ) es función de la densidad de corriente, el campo magnético y la densidad de carga y movilidad portadora del conductor.

**Figura 16.** Semiconductor del Efecto Hall



El dispositivo de efecto hall consiste en un conductor o un semiconductor rectangular plano fino con dos pares de electrodos perpendicularmente uno a otro (figura 2.15). Un campo eléctrico ( $E_x$ ) se aplica a lo largo del eje X o del eje del control. Cuando un campo magnético ( $B_z$ ) es aplicado perpendicularmente a la superficie del dispositivo, la carga libre, que está fluyendo a lo largo del eje X como resultado de ( $E_x$ ), será desviada hacia el eje Y o del voltaje Hall. Puesto que la corriente no puede fluir en el eje Y bajo condiciones de anillo abierto, ésta causará una acumulación de la carga a lo largo del eje Y que creará un campo eléctrico que produzca una fuerza que opone el movimiento de la carga:

$$\mathbf{E}_x = \mathbf{v}_x \mathbf{B}_z \quad [29]$$

Donde:  $\mathbf{v}_x$  es la velocidad media de los electrones (o de los portadores de mayoría). En un conductor que contenga  $n$  cargas libres por unidad de volumen que tiene una velocidad media de  $\mathbf{v}_x$ , la densidad corriente está:

$$\mathbf{J}_x = qn\mathbf{v}_x \quad [30]$$

Y

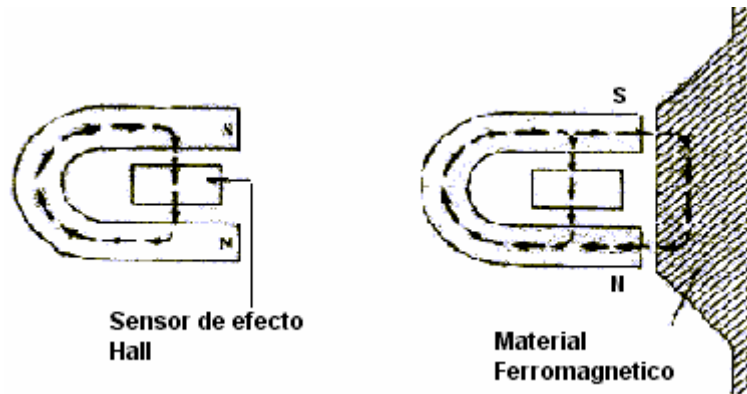
$$\mathbf{E}_y = \frac{\mathbf{J}_x \mathbf{B}_z}{qn} = \mathbf{R}_H \mathbf{J}_x \mathbf{B}_z \quad [31]$$

donde:  $\mathbf{R}_H$  es llamado el coeficiente de Hall. Un semiconductor se trata en los términos de la movilidad ( $\mu$ ) y de la conductividad ( $\sigma$ ). En este caso, el valor del  $\mathbf{R}_H$  varía substancialmente a partir de un material a otro.

El efecto Hall relaciona la tensión entre dos puntos de un material conductor o semiconductor con un campo magnético a través del material. Cuando se utilizan por si mismos, los sensores de efecto Hall solo pueden detectar objetos

magnetizados. Sin embargo, cuando se emplean en conjunción con un imán permanente en la configuración tal como la indicada en la figura 17 son capaces de detectar todos los materiales ferromagnéticos.

**Figura 17.** Funcionamiento de un sensor de efecto hall en conjunción con un imán permanente



Cuando un material ferromagnético se lleva a la proximidad del dispositivo, el campo magnético se debilita en el sensor debido a la curvatura de las líneas del campo a través del material.

Los sensores de efecto Hall están basados en el principio de una fuerza de *Lorentz* que actúa sobre una partícula cargada que se desplaza a través de un campo magnético. Esta fuerza actúa sobre un eje perpendicular al plano establecido por la dirección de movimiento de la partícula cargada y la dirección del campo. Es decir, la fuerza de *Lorentz* viene dada por:

$$\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad [32]$$

donde:  $q$  es la carga,  $\vec{v}$  es el vector de velocidad,  $\vec{B}$  es el vector densidad de campo.

Al llevar un material ferromagnético cerca del dispositivo, el semiconductor disminuirá la intensidad del campo magnético, con la consiguiente reducción de la fuerza de *Lorentz* y finalmente la tensión a través del semiconductor. Esta caída en la tensión es la clave para detectar la proximidad con sensores de efecto Hall.

Además, la utilización de materiales semiconductores permite la construcción de circuitos electrónicos para amplificación y detección directamente en el propio sensor, con lo que se reduce el tamaño y el coste del mismo.

El efecto Hall es muy pequeño en conductores metálicos pero en semiconductores tiene un mayor efecto ya que son menos los electrones de conducción en un semiconductor, los electrones en el semiconductor debe tener una velocidad de flujo mucho más alta que aquellos en el metal, los electrones se mueven mas rápidamente, la fuerza que ellos experimentan es mas fuerte y mas grande el voltaje hall producido.

Los sensores de efecto hall están generalmente hechos de silicio, los más sensibles pueden ser hechos de semiconductores del grupo III-V, quienes tienen más alta movilidad del electrón que el silicio, los más disponibles comercialmente son de semiconductores de antimonio de indio.

Los dispositivos de silicio tienen un rango de sensibilidad de 10 G a 1000 G, y los de antimonio de indio pueden extenderse a un límite mas bajo en el orden de  $10^{-3}$  Gauss.

La corriente de control típica para los dispositivos de efecto Hall es de 100 mA, pero algunos operan a corrientes por debajo de 100 mA; el rango de sensibilidad abarca desde 10 mV/T a 1.4 V/T; el rango de linealidad de 0,25% a 2% sobre sus ratas de operación; las resistencias de control del voltaje de entrada y de salida

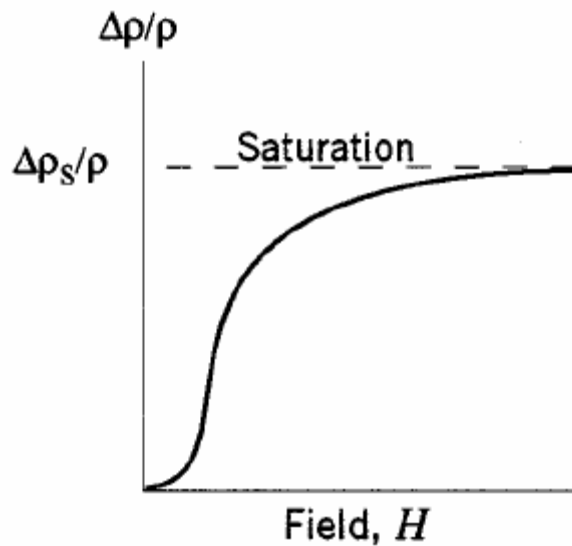
están en el rango de  $1 \Omega$  a  $3 \Omega$ . Estos dispositivos son más efectivos para medir densidades de flujo magnético en un rango desde  $50 \mu\text{T}$  a  $30 \text{T}$ .

### 2.2.2 Sensores Magneto resistivos.

El efecto de la magnetorresistencia fue primero divulgado William Thomson en la mitad del siglo XIX, él fundamento que un campo magnético aplicado a un material ferromagnético causaba un cambio en su resistencia. La cantidad de cambio depende de la magnitud de la magnetización y la dirección en la cual la corriente usada para la medición resistiva esta fluyendo. Las aleaciones ferrosas muestran un cambio mas grande en la resistencias (sobre el 5% max).

En la figura 18 se puede observar la variación de la resistencia de un material ferromagnético en presencia de un campo magnético.

**Figura 18.** Efecto resistivo de un material ferromagnético en presencia de un campo magnético



La forma de la curva y la magnitud del cambio dependen de la composición de la aleación.

El cambio en la resistividad también es función del ángulo ( $\theta$ ) de la dirección de la magnetización y la dirección de la corriente

## 2.3 MAGNETÓMETROS ESCALARES

Los magnetómetros escalares miden la magnitud del vector campo magnético explotando las características atómicas y nucleares de la materia. Los magnetómetros escalares más utilizados son: Protón de Presesión (“Proton Presesión”) y Bombeo óptico (Optically Pumped Magnetometer). Cuando están funcionando bajo condiciones apropiadas estos instrumentos tienen alta resolución y exactitud y son relativamente insensibles a la orientación. Ambos tienen varias limitaciones de funcionamiento. Los elementos requieren que el campo magnético sea uniforme a través del volumen de detección del elemento. Tienen una gama limitada en la medida de la magnitud del campo, típicamente de 20  $\mu\text{T}$  a 100  $\mu\text{T}$  y tienen limitaciones con respecto a la orientación del vector de campo, concerniente al elemento del dispositivo.

### 2.3.1 Magnetómetro “Presesión del Protón”

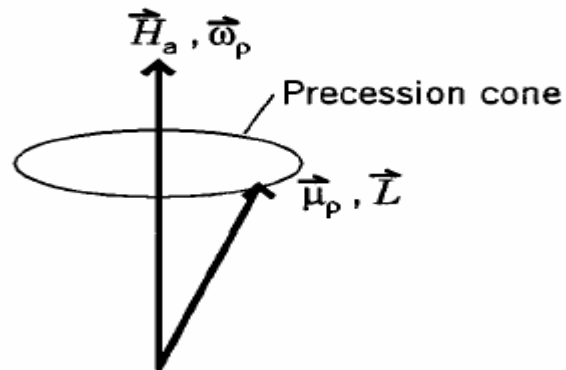
El Magnetómetro Presesión del Protón trabaja en base del *spinng* del núcleo el cual tiene momento angular ( $\vec{L}$ ) y momento magnético ( $\vec{\mu}_p$ ), en presencia de un campo magnético el núcleo experimenta un movimiento de presesión<sup>13</sup>, este movimiento es realizado por el protón cuando su eje de movimiento varia

---

<sup>13</sup> PHYSICS  
The Nature of Things

gradualmente, como un giroscopio, la frecuencia de precesión  $\omega_p$  es proporcional al campo aplicado (figura 19).

**Figura 19** Movimiento de Precesión del protón



Cuando el campo magnético ( $\vec{H}$ ) es aplicado al núcleo, este producirá un torque sobre el núcleo:

$$\vec{T} = \vec{\mu}_p \times \vec{H}_a \quad [33]$$

En equilibrio, la relación entre el torque, la variación en la precesión y el momento angular esta definida como:

$$\mu_p \times \vec{H} = \omega_p \times \vec{L} \quad [34]$$

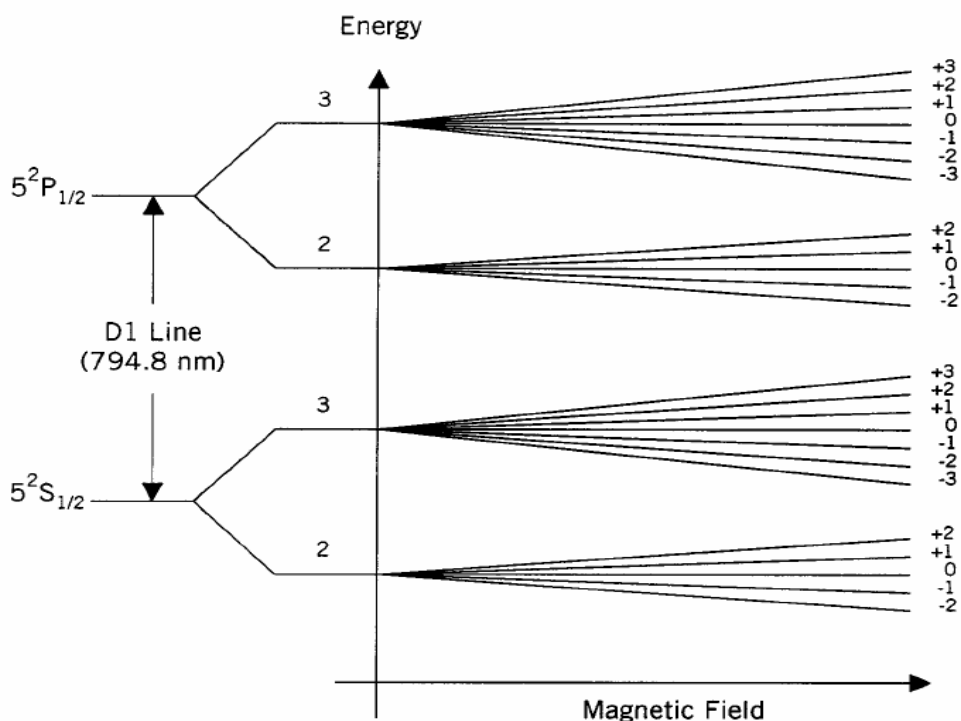
El protón de precesión utiliza un campo para polarizar los protones en un hidrocarburo y después detecta la frecuencia de la precesión de los protones mientras que ellos decaen al estado de las partículas negativamente polarizadas luego que el campo polarizante es retirado. El muestreo de la fuerza del campo magnético a través de la secuencia audio polarizada hace que la respuesta sea lenta.

### 2.3.2 Magnetómetro de Bombeo Óptico.

El magnetómetro "Optically Pumped" se basa en el efecto de "Zeeman" quien descubrió que aplicando un campo a los átomos quienes emiten y absorben la luz, causará que las líneas espectrales de los átomos se dividan en un conjunto de nuevas líneas espectrales que son mucho más cercanas que las líneas normales. El espacio energético de la frecuencia entre estas líneas es proporcional a la magnitud del campo aplicado, estos niveles de energía representan los únicos estados de energía que un átomo pueda poseer. Este magnetómetro explota esta característica estimulando ópticamente los átomos para producir un estado sobre poblado de la energía en una de las líneas espectrales y después causando un estado bajo de energía usando un campo magnético. La frecuencia requerida al estado bajo de energía es igual a la diferencia de las líneas producidas por un campo magnético y por lo tanto, es proporcional a la fuerza del campo magnético. A comparación del protón de presión éste muestrea con una rata mayor y generalmente puede alcanzar una resolución mas alta.

En la figura 20 se muestra la estructura espectral de los electrones de valencia del rubidio (Rb), que se utiliza comúnmente en estos magnetómetros. Cuando no existe una excitación óptica, los estados de la energía de los electrones de valencia serán distribuidos según la estadística de *Boltzmann* y estarán en un estado de equilibrio. Si los electrones se excitan con la luz circular polarizada en la frecuencia D1 (longitud de onda de 794,8 nm), absorberán los fotones y producirá la transición del estado  $2 S_{1/2}$  al estado  $2 P_{1/2}$  según las reglas de la transición. Los electrones excitados entonces caerán detrás en una manera al azar a los estados más bajos, siendo distribuido con una probabilidad igual entre todos los estados según el número cuántico magnético ( $m$ ).

**Figura 20.** Estructura espectral de los electrones de valencia del rubidio



Se optó por utilizar un sensor capaz de medir en un rango de 0 gauss a 300gauss con frecuencia entre 1 kHz. En la siguiente tabla se presenta las aplicaciones más importantes de los transductores de acuerdo a su sensibilidad.

**Tabla 3.** Aplicaciones más usuales de los transductores.

	<b>Alta Sensibilidad</b>	<b>Mediana Sensibilidad</b>	<b>Baja Sensibilidad</b>
<i>Aplicaciones</i>	-Mapeo de Funciones cerebrales -Detección de anomalías magnéticas	-Exploración minera. -Movimientos vibratorios de partículas	-Medición de corrientes -Switches de no contacto.
<i>Sensores más usados.</i>	-SQUID -Bombeo óptico	-Bobina de inducción -Puerta de flujo	-Efecto hall

### **3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA**

En el presente capítulo se abordará el tema del diseño e implementación de la tarjeta electrónica la cual se encarga de la adquisición de datos del sistema, observando un orden secuencial similar al que sigue la señal física desde el momento en el que se adquiere hasta el momento en que se visualiza los datos medidos.

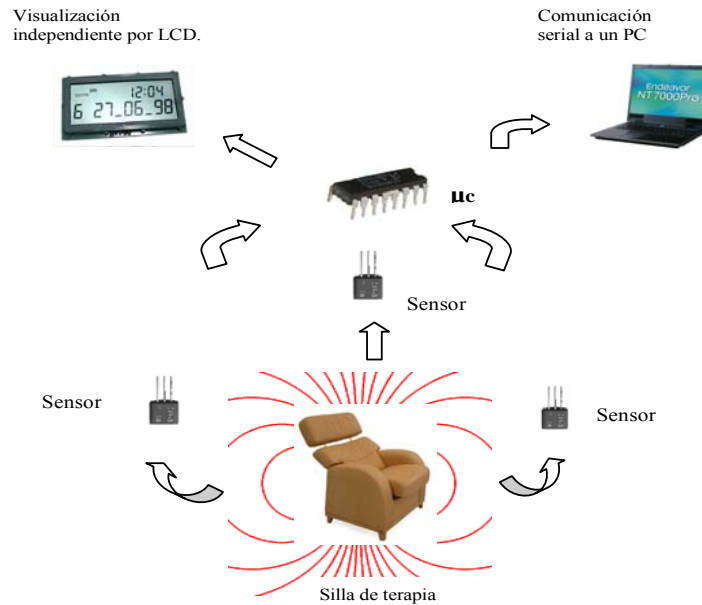
De esta manera se comenzará exponiendo una teoría básica acerca del transductor utilizado en el presente trabajo, siguiendo con una explicación de los modelos empleados para modificar la señal proveniente de éste y su respectiva justificación, con el fin de entregarla a un microcontrolador para finalmente obtener un valor que represente la magnitud del campo magnético que se este midiendo.

#### **3.1 ESPECIFICACIONES GENERALES.**

El diseño del gaussímetro, consiste de dos componentes importantes un sensor de efecto hall (HAL 815) y una tarjeta electrónica que permite calcular y visualizar la magnitud de densidad de flujo magnético.

La implementación del instrumento puede cubrir campos magnéticos en DC y en AC, con capacidad de detectar campos con frecuencias de 180 Hz y magnitudes de 300 Gauss, esto debido a la aplicación específica del medidor (Terapia Magnética), puede medir tres densidades de campos magnéticos de diferente magnitud las cuales se seleccionan individualmente para ser visualizadas, también cuenta con una salida que permite la comunicación serial a través de una interfase RS- 232 (figura 21).

**FIGURA 21. SISTEMA PROPUESTO**



### 3.2 TRANSDUCTOR.

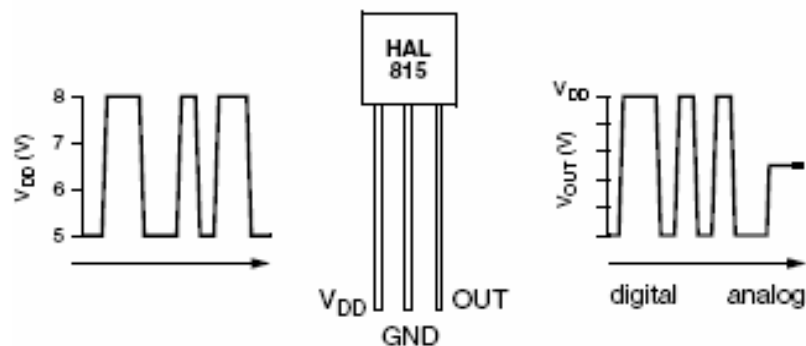
El transductor utilizado para esta etapa es un sensor lineal programable de efecto hall (HAL 815).

El "HAL 815" es un sensor universal para la medición de campos magnéticos con una salida lineal basada en el efecto Hall. El CI es un miembro de la familia de Micronas, diseñado y producido en tecnología CMOS. Una de las ventajas que ofrece es la posibilidad de programar los rangos de magnitud, sensibilidad y un voltaje de salida estable (VOQ) ( $B=0mT$ ). La salida del voltaje es proporcional al flujo magnético percibido

El HAL 815 presenta un convertor A/D, procesamiento digital de la señal, un convertor D/A, una memoria EEROM, una interfase serial para la programación de la memoria EEPROM, es programable modulando el voltaje de alimentación ya que no es necesario un pin adicional para este proceso (figura 22).

El sensor "HAL815" está diseñado para usos industriales, funciona con un voltaje de alimentación típicamente de 5 V, en temperatura ambiente con un rango desde  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $150^{\circ}\text{C}$ .

**Figura 22.** Sensor HAL 815



El sensor Hal 815 es un producto con nueva tecnología, las características por las cuales fue seleccionado son las siguientes:

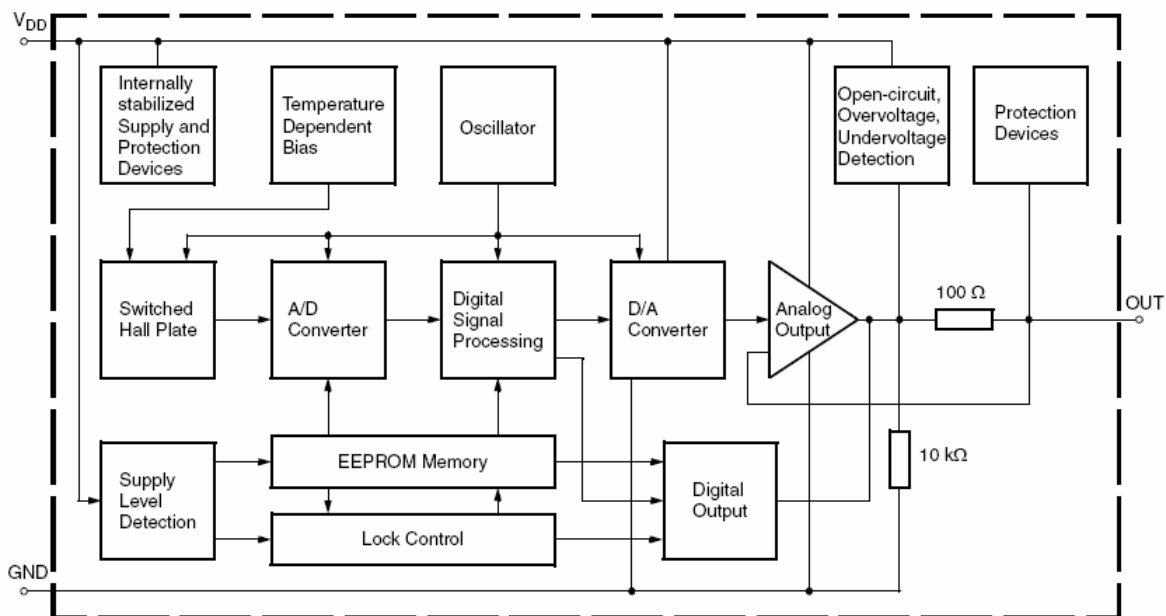
- Sensor lineal de alta precisión de efecto Hall con procesamiento digital de la señal de salida.
- Características magnéticas programables en una memoria permanente (EEPROM).
- Circuito-abierto (detección de conexión a tierra y alimentación interrumpida); detección de sobre y bajo voltaje.
- Característica de temperatura programable (Temperatura de compensación).
- Cambio de las funciones por programación.
- Programación por modulación de la señal de alimentación.

- Opera en un rango de temperatura de  $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $150\text{ }^{\circ}\text{C}$  de temperatura ambiente.
- Opera con un voltaje de alimentación desde  $5\text{ V}$  a  $5,5\text{ V}$ , en algunas especificaciones puede operar a  $8,5\text{ V}$ .
- Opera con campos magnéticos estables y campos magnéticos alternos hasta de  $2\text{ kHz}$ .
- Protección de sobre voltaje y bajo voltaje en todos los pines.
- Protección de corto circuito (push-pull output).

### 3.2.1 Principio de funcionamiento.

El “HAL 815”, recibe la componente perpendicular externa del campo magnético generando un voltaje Hall, este voltaje se convierte en un valor digital que se procesa en la unidad de procesamiento de la señal (DSP), según los ajustes de los registros de la memoria EEPROM, para estabilizar finalmente una salida análoga (figura 23).

**Figura 23.** Diagrama de bloques del funcionamiento interno del HAL 815



### 3.2.2 Programación del sensor.

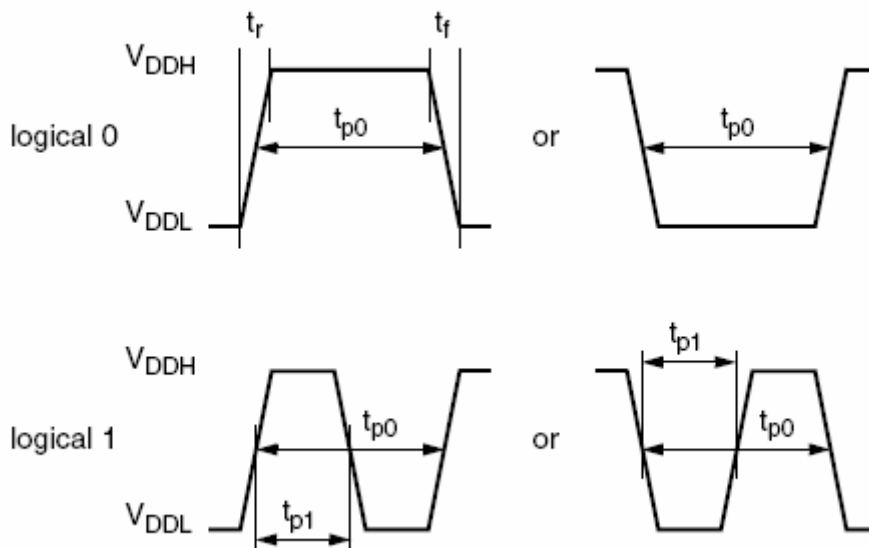
La programación del sensor "HAL 815" se realiza por comunicación serial enviando una señal PWM a través de su pin de alimentación.

Los anchos de pulsos de la señal PWM enviada para la programación debe estar previamente definidos para el reconocimiento de la información.

Es necesario definir el ancho de pulso que representa la señal "sync" que es diferente del bit de confirmación que se presenta al final del paquete enviado.

En la información un cero ("0") lógico no presenta cambio en el voltaje durante el tiempo de duración de la señal "sync" y un uno ("1") lógico se presenta mediante un cambio en de nivel durante el tiempo de duración de la señal "sync", el voltaje debe cambiar entre el VDDL ( $\approx 5,6$  V) a VDDH ( $\approx 8,5$  V), figura 24.

**Figura 24.** Definición de un "0" y "1" lógico



Para escribir en los registros de la memoria EEPROM, es necesario enviar la información con un orden específico:

- Cada paquete de datos debe comenzar con el bit de la señal “sync”, el cual representara un cero (“0”) lógico.
- Tres bits de comando (COM), que representa en números binarios la función a ser realizada por el procesador en cada registro:

<b>Comando</b>	<b>Código</b>
Escritura	2
Lectura	3
Programación	4
Borrado	5
Seguridad	7

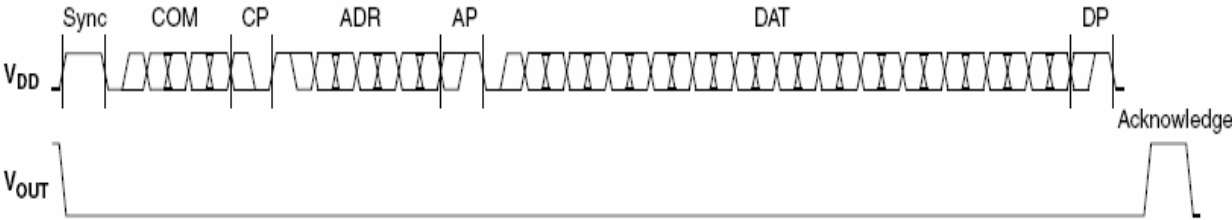
- Un bit de paridad de comando que depende de la cantidad de ceros presentes del numero representado por el comando.
- Código de direccionamiento que consta de un número de 4 bits.

<b>Registro</b>	<b>Código</b>
Nivel de tensión bajo.	1
Nivel de tensión alto.	2
VOQ (voltaje de salida estable)	3
Sensibilidad	4
Modo (rango y frecuencia)	5
Seguridad	6
Lectura del ADC	7
Temperatura de compensación	11

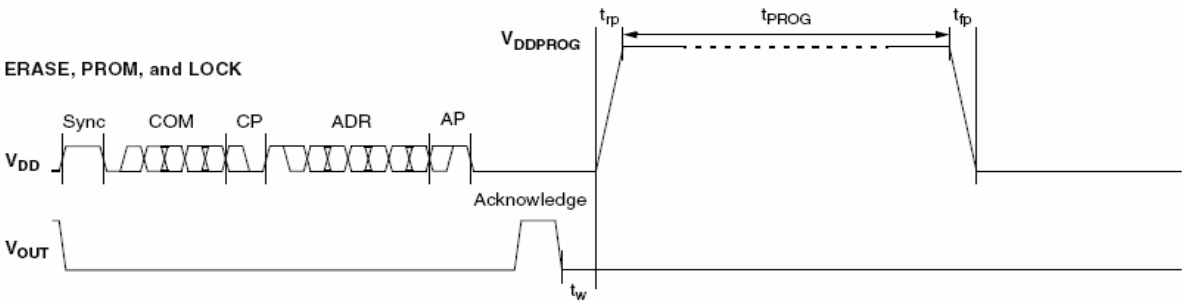
- Bit de paridad de dirección.
- Bits de datos, contiene la información de los registros y puede tener un tamaño de 14 bits.
- Bit de paridad de datos.

En las figuras 25 y 26 se puede observar el orden con el cual se debe enviar cada información.

**Figura 25.** Paquete de datos para escritura de los registros



**Figura 26** Paquete para la programación de los datos



En la tabla 4 se observan lo parámetros del paquete de información.

**Tabla 4.** Parámetros del paquete de información

Simbolo	Pin	Min	Typ	Max	Unidades
VDDL	1	5	5,5	6	V
VDDH	1	6,8	8	8,5	V
tr	1	-	-	0,05	ms
tf	1	-	-	0,05	ms
tpo	1	1,7	1,75	1,8	ms
tpOUT	3	2	3	4	ms
tp1	1,3	50	65	80	%
VDD PROGR	1	12,4	12,5	12,6	V
T PROG	1	95	100	105	ms
trp	1	0,2	0,5	1	ms
tfp	1	0		1	ms
tw	1	0,5	0,7	1	ms
Vact	3	3	4	5	V
t act	3	0,05	0,1	0,2	ms

Para la programación de los parámetros anteriormente mencionados, fue necesario implementar una tarjeta electrónica compuesta por un Microcontrolador Motorola el cual mediante la implementación de un software genera la señal modulada que contiene la información necesaria para la programación del sensor estableciendo la comunicación serial con el mismo.

### **3.2.3 Descripción del software implementado en la programación del sensor.**

La función principal es generar una señal PWM, en donde el ancho de pulso varía dependiendo del valor en número binario de la información que se desea colocar en cada uno de los registros de la memoria EEPROM del sensor.

Para hacer esto posible se utilizó un microcontrolador Motorola HC908GP32 el cual presenta una herramienta de programación llamada Code Warrior, esta

herramienta permite la programación en lenguaje de mediano nivel (Lenguaje C) que internamente es traducido al lenguaje ensamblador.

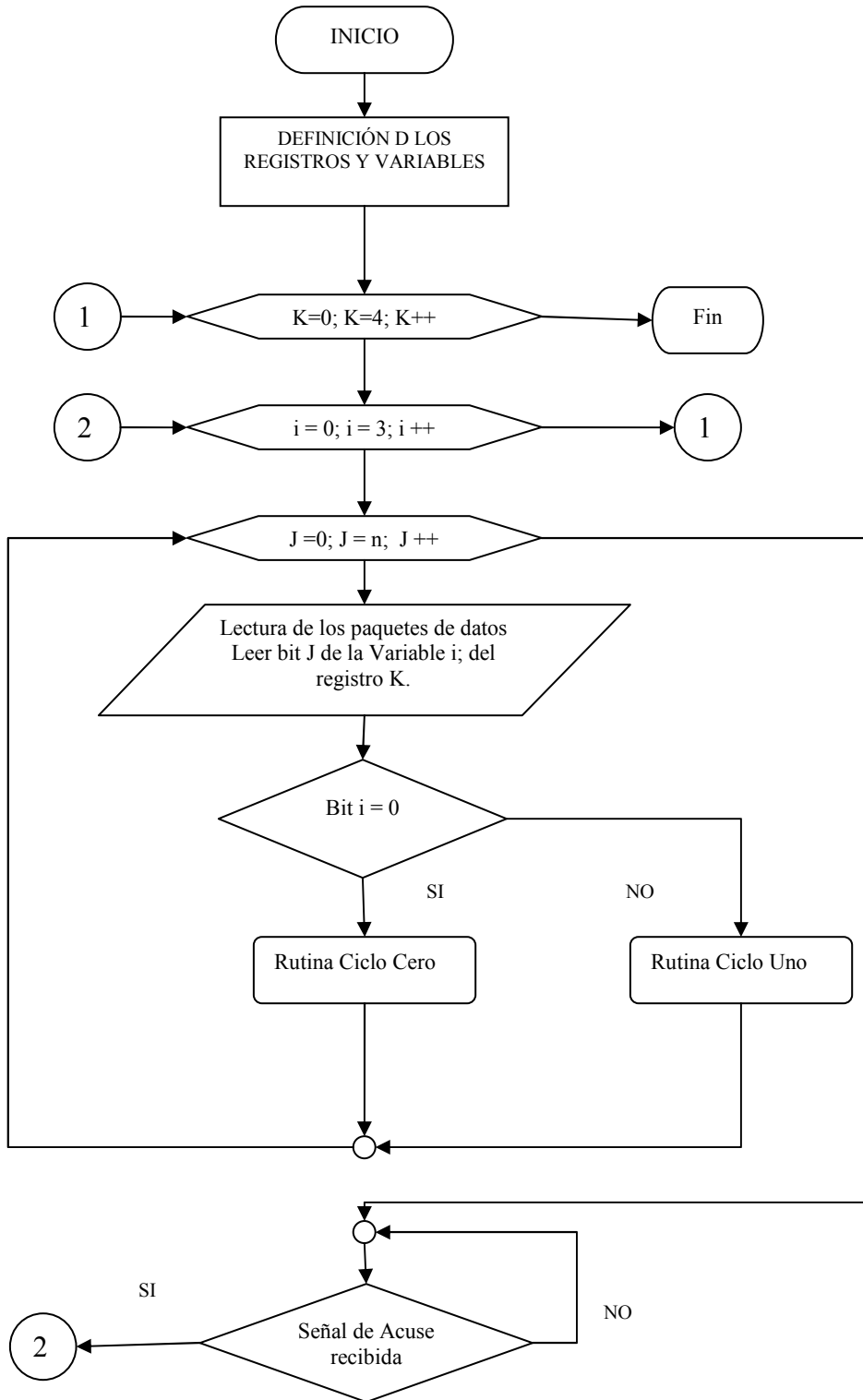
Son utilizados dos pines del puerto 'C' que se encargan de generar a través de un regulador variable la señal PWM; el tiempo de transición de un nivel alto a un nivel bajo que determina el ancho de pulso es limitado de acuerdo a los parámetros requeridos por el procesador del sensor (Tabla 4).

Para generar el tiempo de transición se configuró el modulo del temporizador del microcontrolador, utilizando el contador y las interrupciones del mismo. Además de utilizar la función de captura de flanco descendente la cual reconoce la señal de reconocimiento del sensor.

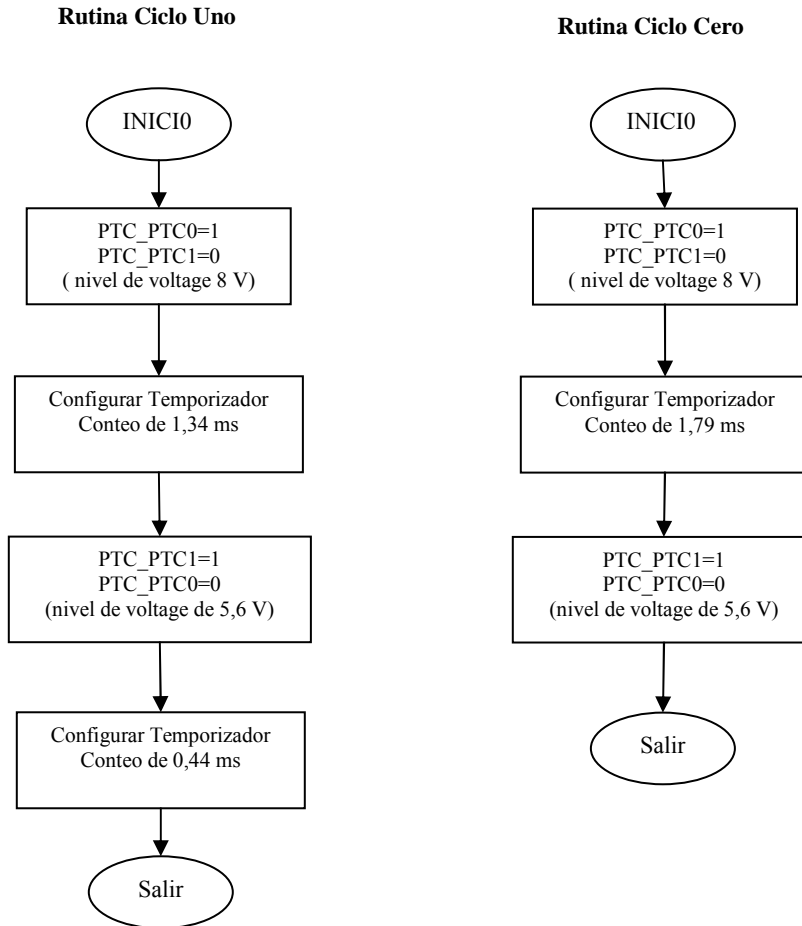
A continuación se presenta el algoritmo implementado en el microcontrolador.

1. Configuración de las variables
2. Configuración de los puertos de entrada/salida.
3. Configuración de los registros especiales.
4. Configuración de las interrupciones del modulo temporizador el cual se encarga de detectar la señal de respuesta del sensor.
5. Configuración del contador del temporizador para generar las demoras necesarias las cuales acondicionaran el ancho de pulso.

Figura 27. Diagrama de flujo-Programa principal-programación del sensor.



**Figura 28 .Diagrama de flujo-Subrutinas**



La primera orden, ejecutada por el microcontrolador es poner en alto el pin 1 y en bajo el pin 0 del puerto C, señales que controlan el regulador variable de voltaje para generar 5,6 V, tensión necesaria para alimentar el sensor y valor correspondiente a VDDL. Luego se da inicio a la lectura y posteriormente al envío de cada registro, cada uno representado por tres variables, la primera se encarga de escribir en el registro interno del procesador del sensor el valor con el cual se desea trabajar, la segunda ejecuta la función de limpiar el valor guardado en la memoria EEPROM del sensor para luego ser actualizada con los valores escritos

anteriormente en los registros, la actualización de los datos se logra enviando la tercera variable. Cada variable contiene los datos en el orden específico con el que se debe enviar cada paquete.

Cada vez que se envía un paquete de información se debe esperar la señal de aceptación del procesador para el envío del siguiente paquete. Para enviar la variable que contiene el comando de programación es necesario esperar un tiempo requerido por el procesador luego de ser recibida la información anteriormente enviada, el anterior proceso se repite hasta enviar el último registro que se desea actualizar en la memoria EEPROM del sensor.

En la aplicación que en este trabajo se dio al sensor Hal 815, solo se actualizaron los registros de:

Nivel de tensión bajo	0 V
Nivel de tensión alto.	5 V
VOQ (voltaje de salida estable)	2,5 V

Modo:

-Rango: 300 Gauss (para obtener mayor resolución, alcanzando los niveles necesarios por el equipo)

-Frecuencia: 2 kHz (frecuencia máxima permitida por el sensor).

### **3.2.4 Implementación de la tarjeta para programación del sensor HAL815.**

El circuito esta compuesto por dos bloques funcionales: fuente de alimentación y control.

Fuente de alimentación.

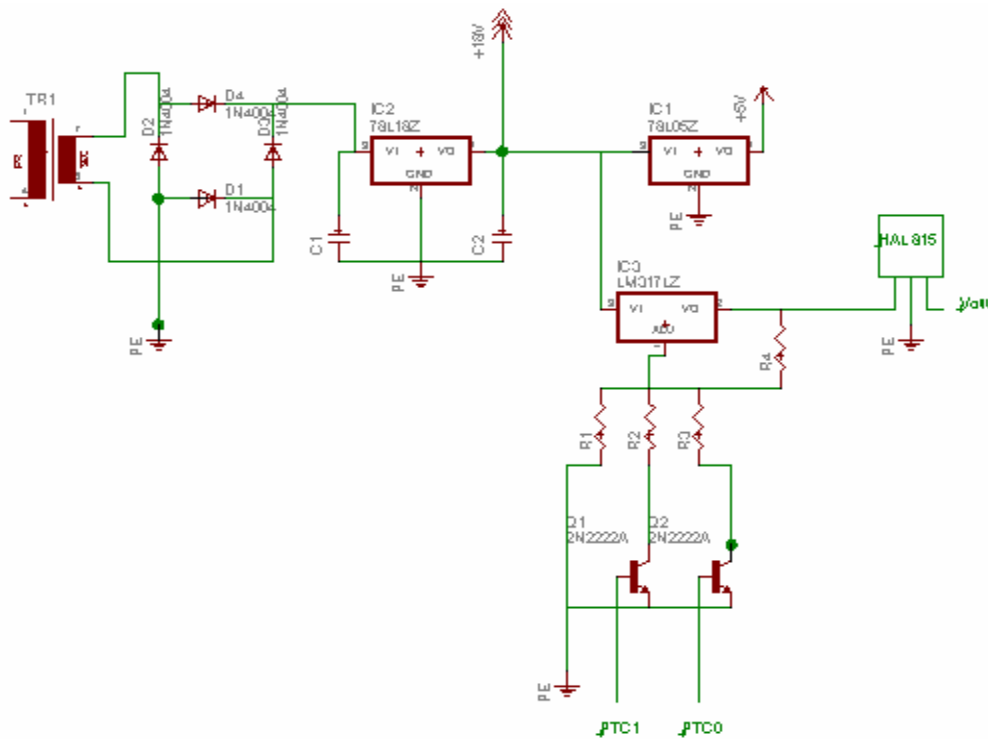
La fuente de alimentación le suministra al circuito una tensión estable de 15 V, de la cual se regula una tensión de 5 V que alimentara el microcontrolador. Esta compuesta por un rectificador integrado, un regulador estable de tensión (figura29).

Circuito de Control.

Este bloque esta compuesto por un microcontrolador MC68HC908GP32, que es el encargado de la comunicación serial con el sensor, allí se procesa los datos y se genera la señal modulada a través de un regulador de tensión variable (LM317).

La tensión de 18 V alimenta el regulador variable de tensión (LM 317), con el cual por medio de un arreglo de resistencias se obtiene a la salida voltajes de 5,6 V (VDDL), 8,6 V (VDDH) y 12,5 V (Vprog). El arreglo de resistencias es controlado digitalmente por el microcontrolador a través de los pines 1 y 0 del puerto C.

**Figura 29** Fuente de alimentación para programar el sensor.



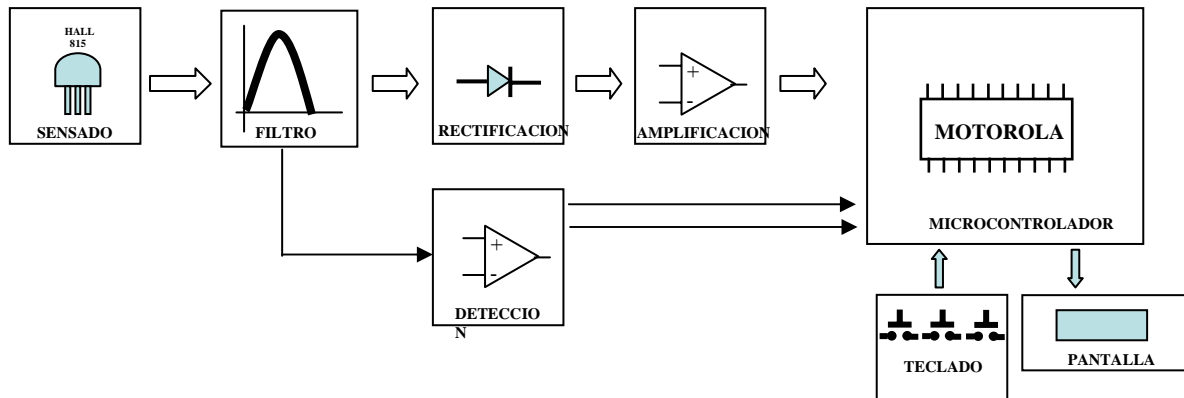
### 3.3 ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.

El acondicionamiento de la señal es uno de los componentes más importantes de cualquier sistema de adquisición de datos. Es la interfaz entre los fenómenos físicos o señales analógicas presentes en el mundo real y el resto del sistema.

Para el caso de interés es necesario llevar a cabo procesos de filtrado, rectificación y amplificación cuando se trata de sensar señales en AC, con el fin de entregarle al microcontrolador una señal que presente ciertas características que permitan aprovechar al máximo sus potencialidades. Figura 30.

Figura 30. Sistema implementado

## SISTEMA IMPLEMENTADO



Para mediciones de campos magnéticos, se hace indispensable la implementación de una bloque encargado de procesar la señal de salida del sensor debido a que la señal toma la forma de onda de la señal que se esta sensando ya sea sinusoidal, cuadrada o triangular, y es necesario tomar un valor eficaz de cada una de estas medidas.

Para lograr estos cálculos se hará bajo la siguiente definición de valor eficaz:

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_T X(t)^2} \quad [35] \quad ; \quad V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} X(i)^2} \quad [36]$$

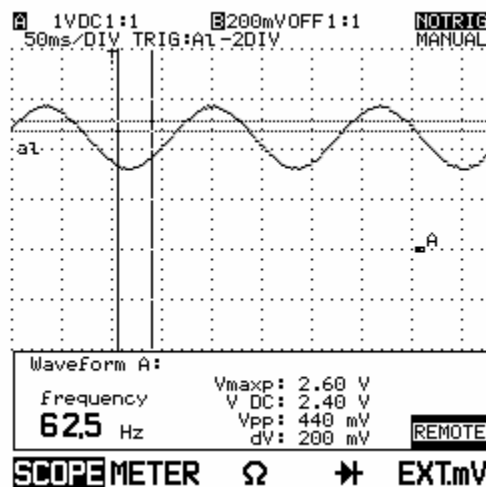
Utilizando la definición para señales discretas, ya que el objetivo es digitalizar la señal de respuesta del sensor la cual es muestreada por el conversor Análogo-Digital del microcontrolador.

La frecuencia de muestreo es 200 veces la frecuencia de la señal en proceso.

### 3.3.1 Filtrado Pasa – Alto.

Como primer paso se implementará un filtro pasa altos, que para el caso es eliminar la componente de continua del sensor (Figura 31) con una frecuencia inferior a 15 Hz.

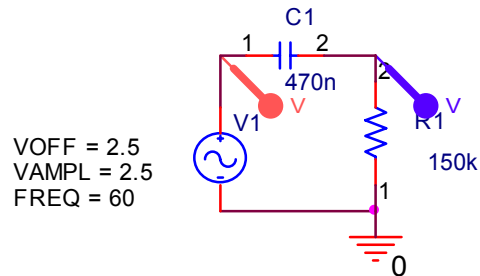
**Figura 31.** Señal de salida del sensor ante un campo magnético sinusoidal a 60Hz.



Para cumplir con el objetivo, se utiliza un circuito de una constante de tiempo (STC) los cuales están compuestos por un componente reactivo y una resistencia, o pueden reducirse a estos. Un circuito STC formado por una inductancia L y una resistencia R tienen una constante de tiempo  $\tau=L/R$ . La constante de tiempo para un circuito STC con una capacitancia C y una resistencia R esta dada por  $\tau=C.R$ , en este caso se utilizó una red STC de paso alto (HP) (figura 32), donde su

transmisión es unitaria cuando la frecuencia tiende a infinito y se atenúa conforme disminuye la frecuencia idealmente llegando a cero cuando la frecuencia es cero<sup>14</sup>.

**Figura 32** Implementación Filtro Pasa Alto

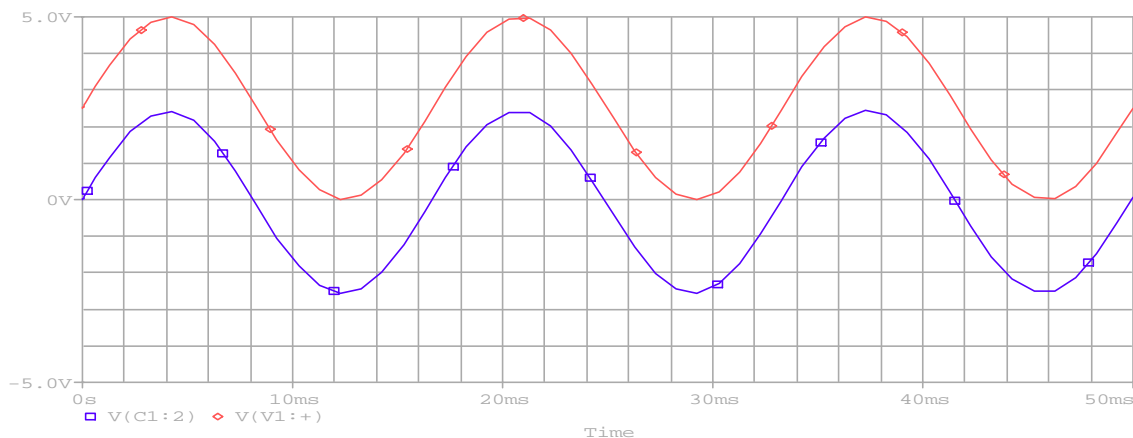


La función de transferencia para un filtro pasa alto de una red STC es:

$$T(s) = \frac{K_s}{s + \omega_0}; \quad \omega_0 = 1/\tau; \quad \tau = CR$$

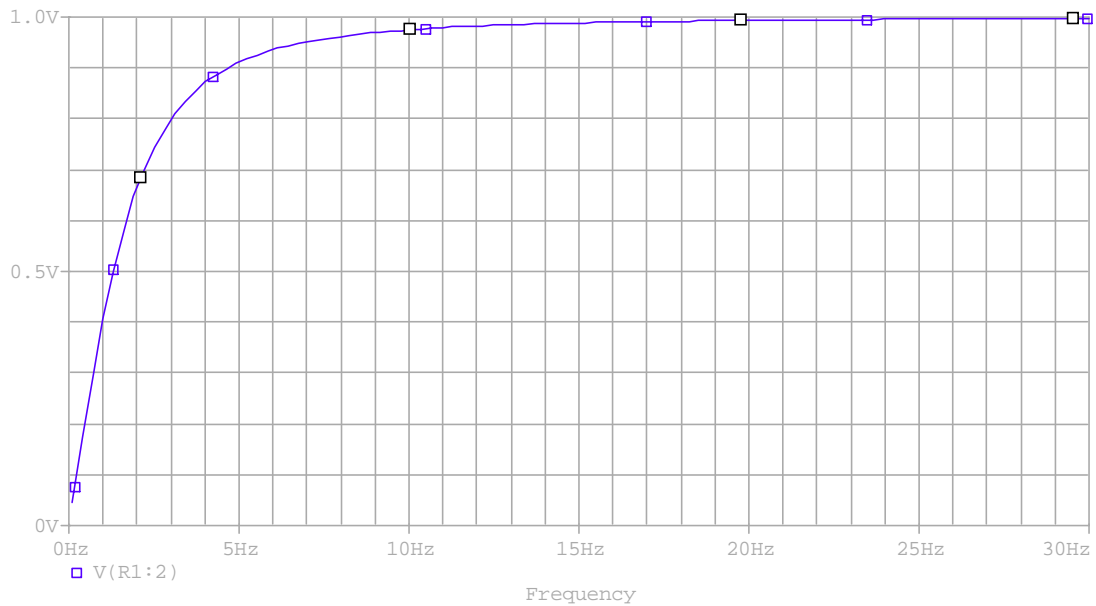
Los requerimientos de este filtro son:  $\omega_0 \cong 14Hz$ ; a partir de esto se encuentra que:  $C = 470 \text{ nF}$  y  $R = 150 \text{ k}\Omega$ .

**Figura 33** Respuesta en tiempo del circuito implementado



<sup>14</sup>Filtros \_ Circuitos Microelectrónicos  
Sedra Smith University Press

**Figura 34.** Respuesta en frecuencia del filtro.



### 3.3.2 Rectificación.

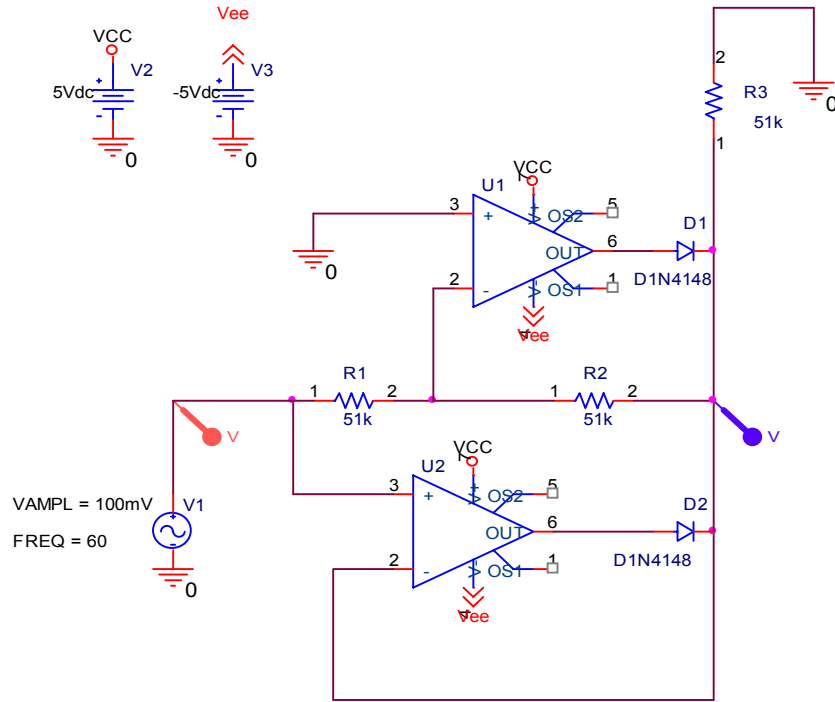
Una vez se ha logrado una señal limitada a componentes en DC, el siguiente paso es trabajar solamente con valores positivos, para ello se requiere utilizar un circuito rectificador con precisión de onda completa (figura 35 y 36), se utiliza este circuito debido a que la señal que se va a rectificar puede tomar valores muy pequeños, en el orden de los milivoltios. Al utilizar un rectificador de onda completa convencional (figura 37 y 38), se despreciaría cualquier señal por debajo del voltaje del diodo (0,7 V).

Este circuito está compuesto por dos amplificadores operacionales, dos diodos de alta velocidad y tres resistencias de igual valor.

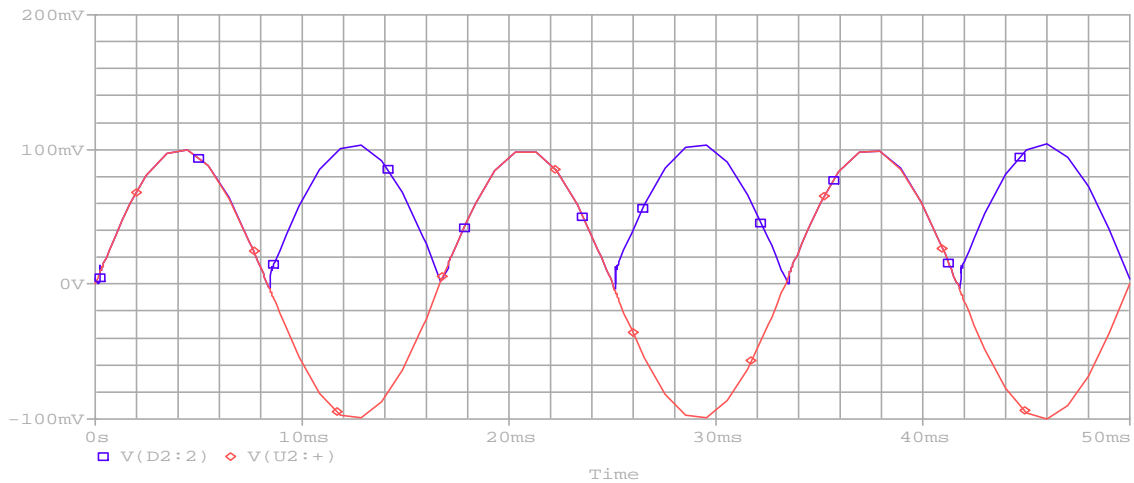
En este punto se utiliza el CI LM1458, este CI presenta dos amplificadores operacionales de propósito general, caracterizados por tener un consumo de

potencia bajo (400 mW), además puede trabajar con señales positivas y negativas dentro de un rango de -15 V a 15 V.

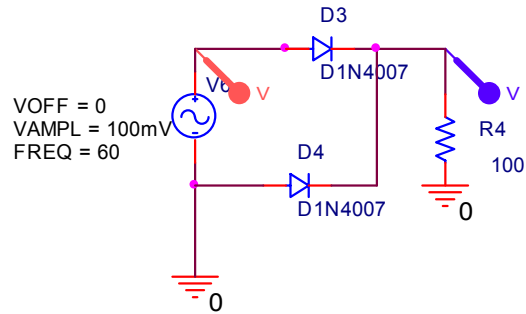
**Figura 35.** Rectificador de precisión



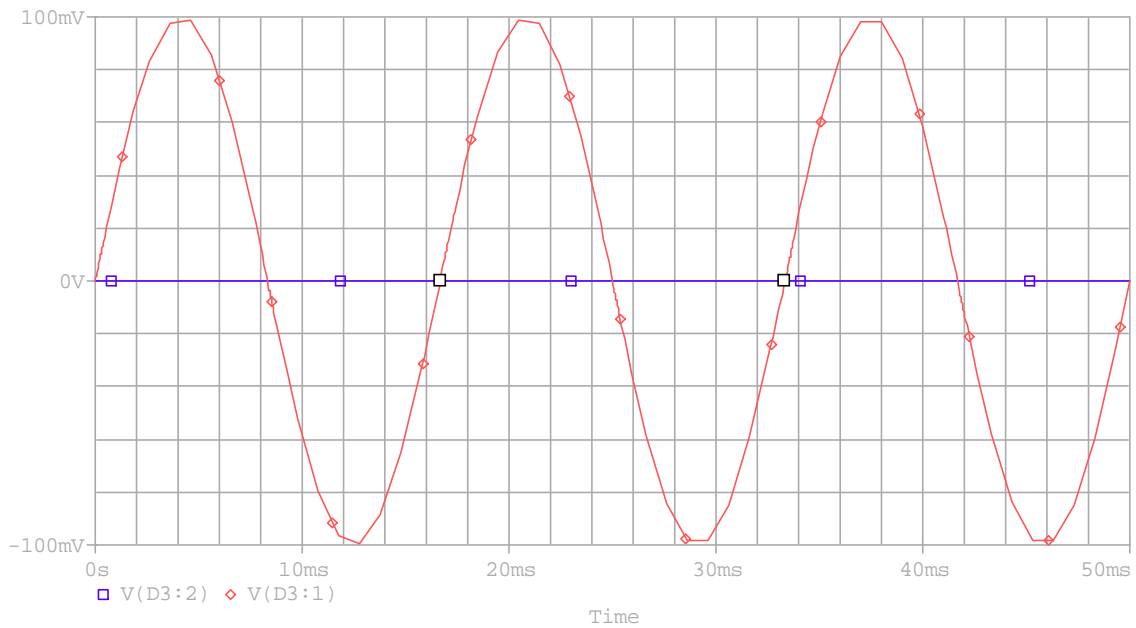
**Figura 36 .**Respuesta del rectificador de precisión de onda completa



**Figura 37.** Rectificador convencional



**Figura 38.** Respuesta del rectificador convencional



### 3.3.3 Amplificación

Una vez se ha logrado rectificar la señal, el siguiente paso es brindarle a esta señal una amplificación suficiente con el fin de que la señal de salida presente valores picos tan parecidos a los rangos de entrada del conversor analógico—

digital como sea posible. Se emplea un amplificador de retroalimentación negativa donde su ganancia esta determinada en gran parte por la red de retroalimentación, que en este caso consta de componentes pasivos<sup>15</sup>.

En este trabajo se utiliza la configuración no inversora cuya ganancia puede calcularse como:

$$\frac{v_0}{v_i} = \frac{1 + (R_F / R_G)}{1 + \frac{1 + (R_F / R_G)}{A}}; \text{ Si } A \gg 1, \Rightarrow \frac{V_0}{V_i} = 1 + \frac{R_F}{R_G}$$

Siendo:

- $A$  la ganancia de circuito abierto
- $R_F$  la resistencia en la trayectoria de retroalimentación.
- $R_G$  la resistencia a la entrada del amplificador.

La retroalimentación negativa presenta algunas propiedades como: Insensibilidad de ganancia, aumento de ancho de banda, reducción de ruido; propiedades por las cuales es implementada esta configuración, además de la facilidad para obtener ganancias exactas dependientes únicamente de la relación entre las resistencias.

Teniendo en cuenta los niveles máximos de tensión que puede entregar el sensor (5 V) y la atenuación producida por cada una de las anteriores etapas es necesario amplificar la señal con una ganancia que permita alcanzar nuevamente la tensión propia del sensor y de esta manera cubrir todo el rango de tensiones permitidas por el conversor [0 V – 5 V].

---

<sup>15</sup> Amplifiers and Signal Conditioners.  
Ramón Pallás – Areny. Universidad Politécnica de Catalunya.

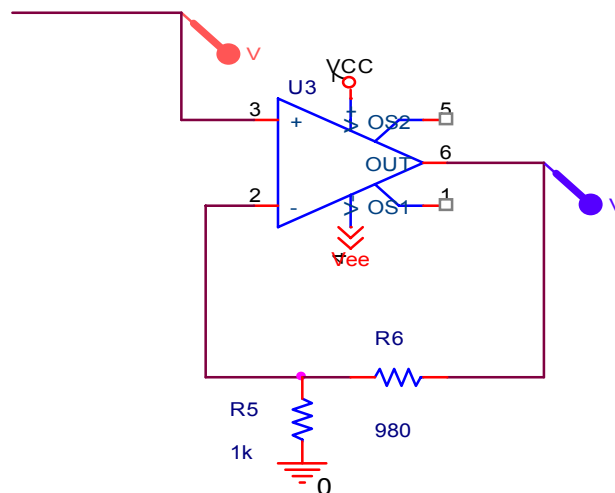
Se utilizaron resistencias con los siguientes valores:

$$R_G = 560 \, \Omega \qquad R_F = 623 \, \Omega$$

Con los anteriores valores de resistencia, la ganancia de tensión para esta etapa es de 2,11 V/V. (Figura 39).

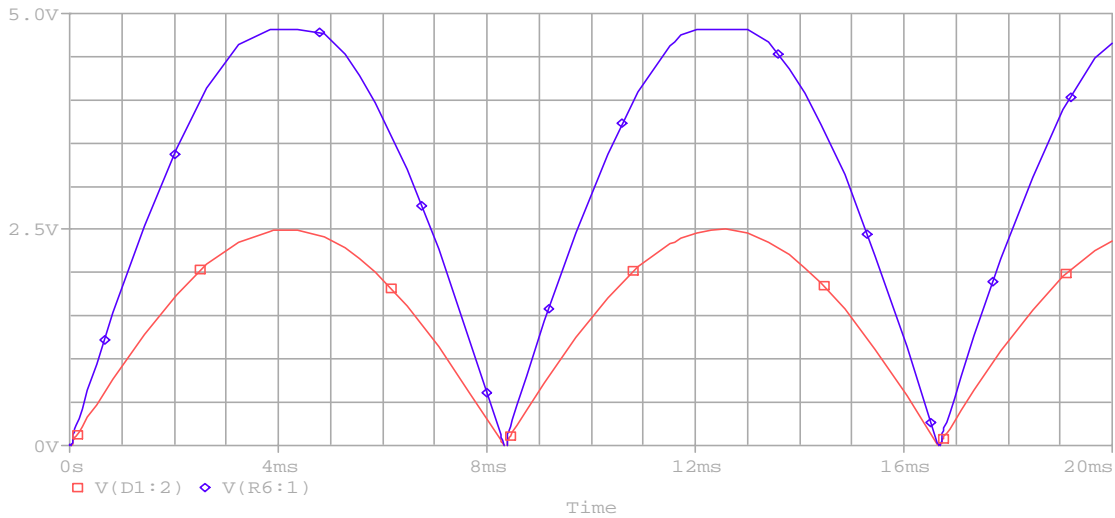
Al emplear un amplificador realimentado de tensión, se debe tener en cuenta la especificación de producto ganancia-ancho de banda (GBP), esto debido a que la ganancia real trabajando con cualquiera de las configuraciones (inversora y no inversora) es dependiente de la ganancia de tensión de circuito abierto ( $A_{VOL}$ ), la cual a su vez depende de la frecuencia en la que se está trabajando. Es de importancia la ventaja de utilizar un amplificador con un alto GBP como el LF 351<sup>16</sup> que se utiliza en este caso, aunque se vaya a trabajar en bajas frecuencias, además posee alta impedancia de entrada la cual evita sobrecargar la señal del sensor.

**Figura 39.** Circuito Amplificador implementado.



<sup>16</sup> Hoja de datos del fabricante.

**Figura 40.** Salida del amplificador.



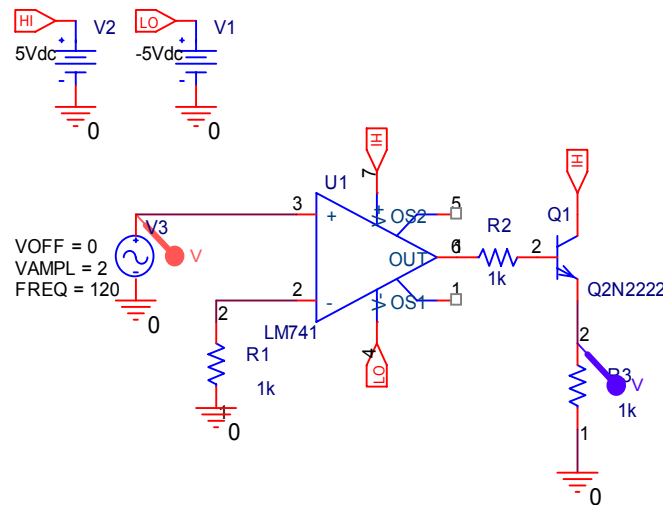
### 3.3.4 Detector de frecuencia.

Para realizar el muestreo de la señal recibida por el convertor análogo-digital, es importante conocer la frecuencia de la señal, ya que de esta depende la frecuencia de muestreo, teniendo en cuenta que las señales a medir son periódicas, es necesario implementar un circuito capaz de indicar el periodo de la señal y de esta manera conocer la frecuencia. En este caso en particular se implementó un circuito comparador (figura 41), el cual mientras detecte tensiones positivas en la señal de entrada, entregue a la salida un nivel de tensión de 5 V, que indica el ciclo positivo de la señal. Para saber el periodo de la señal se haya el tiempo de transición de un ciclo positivo a un ciclo negativo, esto se logra llevando la salida del comparador a un temporizador que contará el tiempo transcurrido de un ciclo a otro y de esta manera conocer el periodo de la señal.

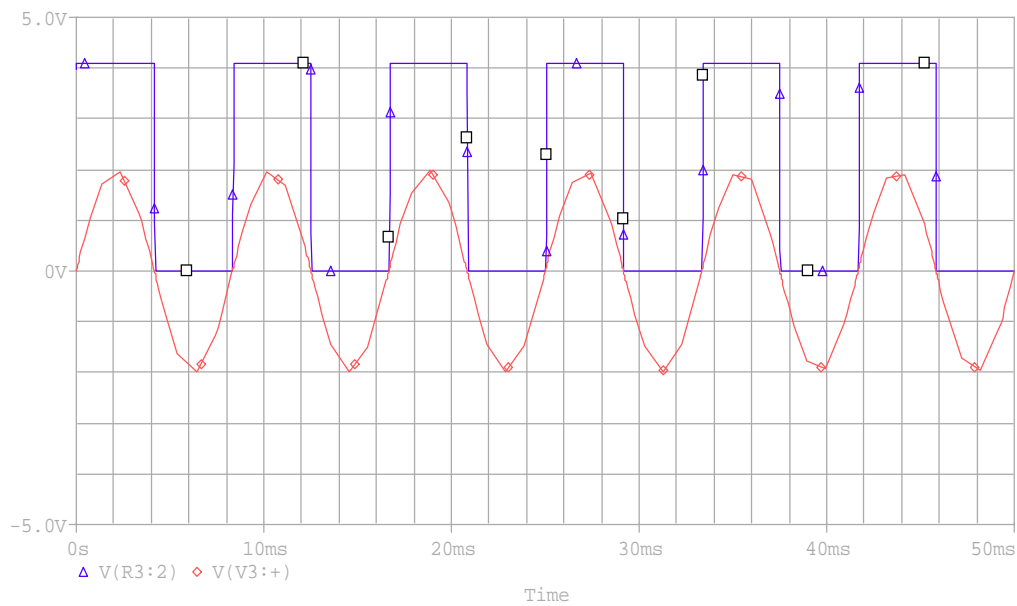
El circuito comparador esta compuesto por un op amp (CI LF351) en configuración de comparador con nivel de referencia cero, la salida del comparador va a un transistor el cual trabaja como detector de nivel entre corte y saturación teniendo

como carga una fuente de 5 V, mientras el transistor se encuentra en corte no fluye corriente por el colector, entregando así un nivel de 0 V en el colector, y en saturación la caída colector emisor es  $V_{sat}$ , lo que permite ver en el colector un nivel de 5 V.

**Figura 41.** Detector de ciclo positivo



**Figura 42.** Respuesta del detector de ciclo positivo



### **3.4 VISUALIZACIÓN Y CONTROL**

En esta parte del proceso se realizan los cálculos necesarios para obtener un valor numérico de la magnitud del campo magnético que se este midiendo y darlos a conocer a través de un LCD, además de poder trasmitirlos a un PC por comunicación serial.

La etapa de control esta compuesta principalmente por un microcontrolador donde se procesan las señales provenientes de las etapas de acondicionamiento de señal.

#### **3.4.1 Microcontrolador**

El microcontrolador es el cerebro de la tarjeta y el encargado del funcionamiento correctos de los dispositivos externos como son LCD, selectores e indicadores que requieren señales sincronizadas para su ejecución.

Para la elección del microcontrolador se revisaron las características técnicas que ofrecen algunos fabricantes, enfatizando la necesidad de una interfaz de comunicación serial, conversión análoga - digital además del número de terminales de entrada/salida.

Teniendo en cuenta estos parámetros se planteó la solución de seleccionar uno de los siguientes microcontroladores: de Motorola el MC68HC908GP32, de Microchip el PIC16F877.

Se optó finalmente por el microcontrolador “MC68HC908GP32” de Motorola (Figura 43), el cual brinda la facilidad de trabajo en simulación “in-circuit”, posee memoria flash y permite programación en lenguaje de mediano nivel (Lenguaje C), que internamente es traducido al lenguaje ensamblador, a través de una herramienta de programación llamada “Code Warrior”, además la Escuela de

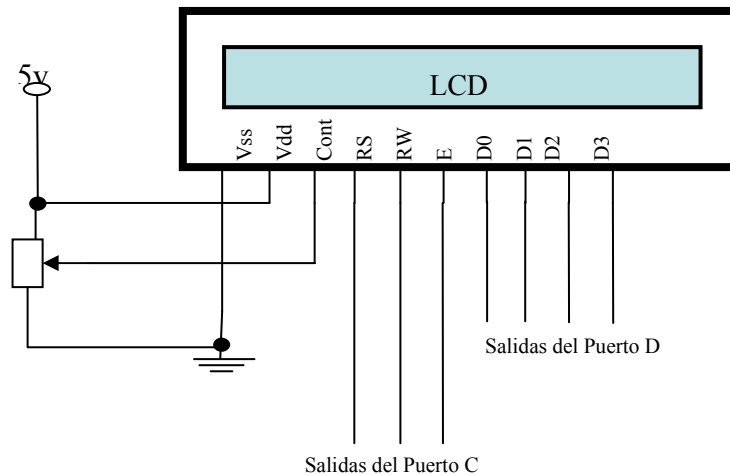


- Tiene dos módulos de temporización (TIM1 y TIM2), que se pueden seleccionar para las funciones de: Captura de un flanco, comparación de niveles de salida y generación de señales PWM.
- Tiene 30 pines de propósito general de Entrada/Salida.

### 3.4.2 LCD

El LCD es una pantalla de cristal líquido que cuenta con 16 columnas y dos filas de caracteres alfanuméricos. El LCD es controlado por los pines 0, 1, 2 del puerto C del microcontrolador y el envío de los datos se realiza a través de los pines 0, 1, 2, 3 del puerto D del mismo (figura 44).

**Figura 44.** Esquemático de la pantalla LCD



### 3.4.3 Circuito de comunicación serial.

La comunicación realizada con el puerto serie es una comunicación asíncrona, para la sincronización de una comunicación se precisa siempre de una línea adicional a través de la cual el emisor y el receptor intercambian la señal del pulso. Pero en la transmisión serie a través de un cable de dos líneas esto no es posible ya que ambas están ocupadas por los datos y la masa. Por este motivo se intercalan antes y después de los datos informaciones de estado según el protocolo RS-232. Esta información es determinada por el emisor y receptor al estructurar la conexión mediante la correspondiente programación de sus puertos serie. Esta información puede ser la siguiente:

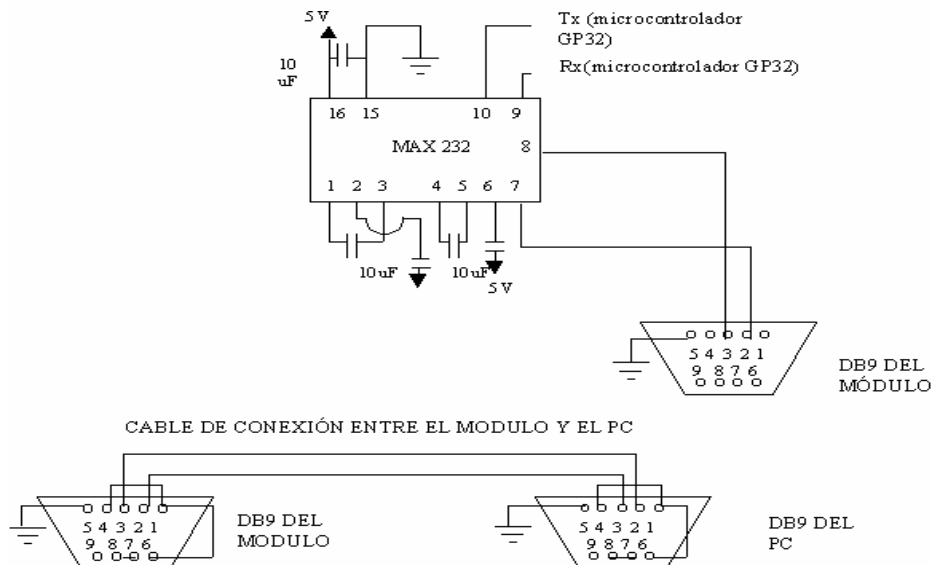
- **Bit de paridad.-** con este bit se pueden descubrir errores en la transmisión. Se puede dar paridad par o impar. En la paridad par, por ejemplo, la palabra de datos a transmitir se completa con el bit de paridad de manera que el número de bits 1 enviados sea par.
- **Bit de parada.-** indica la finalización de la transmisión de una palabra de datos. El protocolo de transmisión de datos permite 1, 1,5 y 2 bits de parada.
- **Bit de inicio.-** cuando el receptor detecta el bit de inicio sabe que la transmisión ha comenzado y es a partir de entonces que debe leer las señales de la línea a distancias concretas de tiempo, en función de la velocidad determinada.

La interfaz RS-232 dispone de hasta 25 líneas que están orientadas a la comunicación de dos equipos PC (DTE) a través de módems (DCE). En este caso se utilizarán para la conexión de los equipos PC prescindiendo de los módems. Para ello de las 25 líneas que posee se han utilizado sólo las siguientes:

- **Línea de transmisión de datos (TxD).**- línea por la que el DTE (PC) envía los datos.
- **Línea de recepción de datos (RxD).** línea por la que el DTE (PC) recibe los datos.
- **Masa.** necesaria para que tenga lugar la transmisión.

Se implementó comunicación serial entre el sistema operativo y el PC a 3 hilos (Tx, Rx y GND), aprovechando el módulo que posee el microcontrolador para tal fin. En la implementación utilizamos un circuito MAX232 para manejar la información, como lo muestra la figura 45.

**Figura 45.** Interfaz RS-232

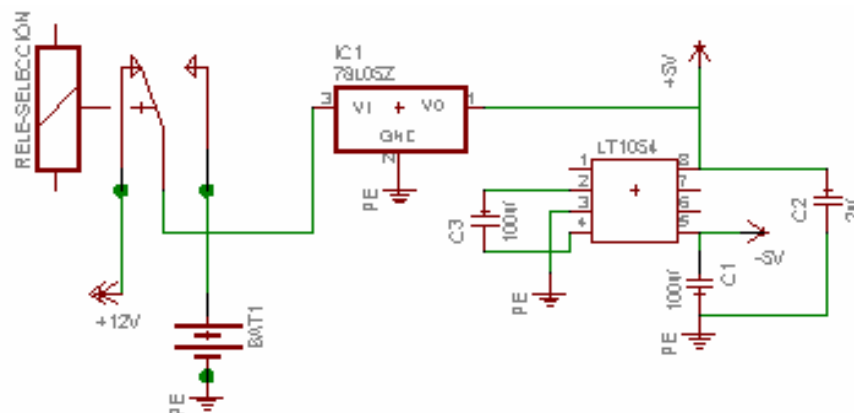


## MODULO DE ALIMENTACIÓN

La fuente de alimentación para el medidor de campo magnético desarrollado, esta conformada por una batería recargable de 9 V y cuenta con un sistema alternativo de alimentación conformado por un adaptador de 12 voltios y un cargador para la batería. Con esto se le da al medidor la posibilidad de funcionar sin red eléctrica.

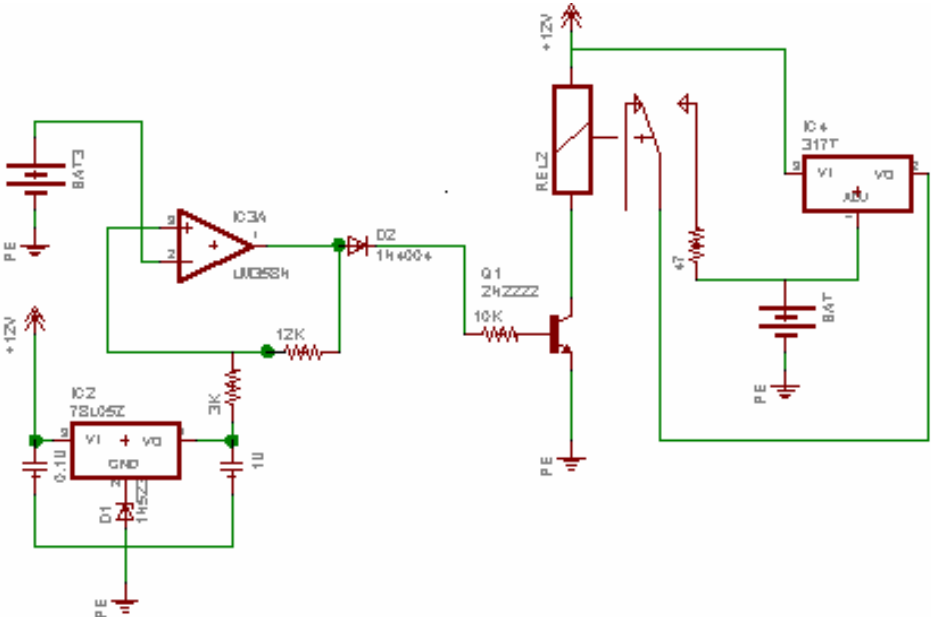
En el presente proyecto se requiere niveles de tensión con valores de +5 V y -5 V en DC. La tensión de +5 V es necesaria para alimentar el microcontrolador, para establecer el nivel de referencia del conversor análogo-digital, alimentar el visualizador de cristal líquido LCD, además suministra a los amplificadores operacionales la fuente positiva que estos requieren. La tensión de -5 V se hace necesaria ya que algunos amplificadores operacionales necesitan fuente dual para ser debidamente operados. Para obtener los 5 V, se toma el voltaje que entrega ya sea el adaptador de 12 V o la batería de 9 V que se selecciona a través de un relé mecánico a 12 V y capacidad de corriente del contacto de 10 A (Figura 46) y se lleva a un regulador que garantiza a la salida 5V DC. Para obtener el voltaje de -5 V, se utiliza un circuito integrado de *Texas Instruments LT1054* en configuración de inversor de tensión (Figura 46).

**Figura 46.** Fuente de 5V y -5V



El cargador de la batería está constituido por un comparador de nivel alto y bajo, la batería empieza a ser cargada en el momento en que se detecte un nivel por debajo de un valor mínimo requerido y deja de cargar cuando alcance su valor máximo establecido. El control se realiza mediante un circuito comparador *Schmitt Trigger* (Figura 47), con tensiones de transición de 8 V y 10,2 V, donde la tensión de histéresis es de 2,2 V. También está presente un transistor (npn) que actúa como interruptor entre corte y saturación que permite la carga o no carga de la batería. La batería finalmente es cargada a través de un regulador LM317 en configuración de regulador de corriente, proporcionando a la batería una corriente constante de 26,5 mA.

**Figura 47.** Circuito cargador de batería



## 3.6 SOFTWARE DEL SISTEMA

En esta parte del capítulo se describe el software de programación del sistema.

El programa del microcontrolador se presenta a continuación con algoritmos y diagramas de flujo utilizados para una mejor comprensión del mismo, sin necesidad de enfatizar en códigos de programación.

### 3.6.1 Algoritmo general del programa.

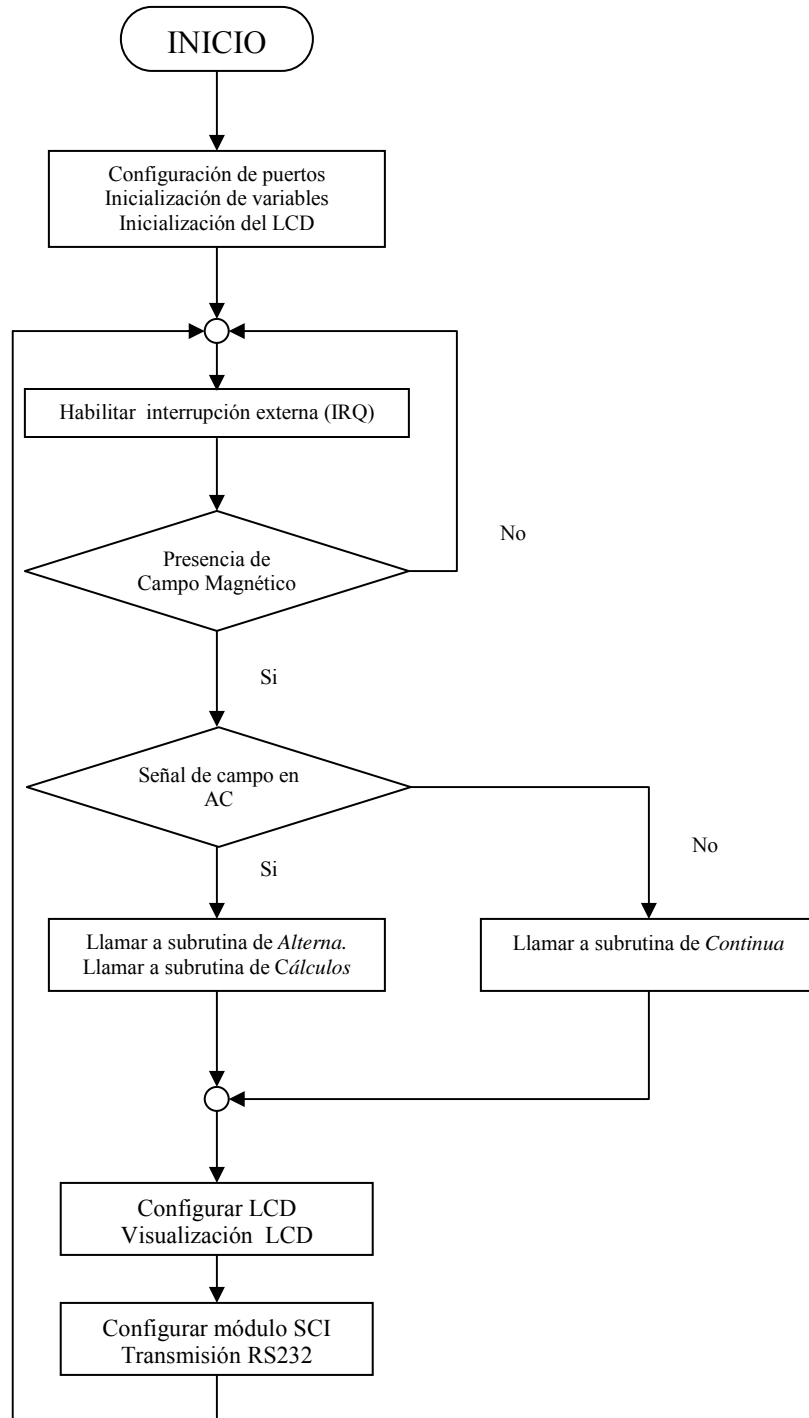
Para el manejo de los módulos del microcontrolador fue necesario configurar el dispositivo a partir de instrucciones ejecutadas por el mismo. Los pasos a seguir se exponen a continuación:

1. Configuración de variables.
2. Configuración de registros especiales.
3. Inicialización de rutina del LCD.
4. Configurar interrupción externa (IRQ) y esperar por unos segundos respuesta de la misma, la cual indica si el transductor está recibiendo un campo magnético alterno.
5. Configurar Módulo KBI, este módulo es utilizado para habilitar la interrupción por teclado, debido a que el instrumento debe estar en capacidad de medir simultáneamente tres densidades de campos magnéticos de diferente magnitud las cuales se seleccionan individualmente a través de unos pulsadores.
6. Comparar niveles de tensión en los pines 3 y 4 del puerto B, con el fin de detectar si el campo medido por el transductor es continuo.
7. Análisis de señal para campo magnético en DC. Para calcular la magnitud del campo en DC se implementó una rutina llamada *Continua* donde fue configurado el módulo de conversión análogo-digital (ADC) utilizando el canal 1, el cual toma directamente la señal entregada por el transductor que a su vez es analizada para hallar un valor de magnitud de campo que se

esta midiendo, para luego ser visualizado y transmitido por comunicación serial.

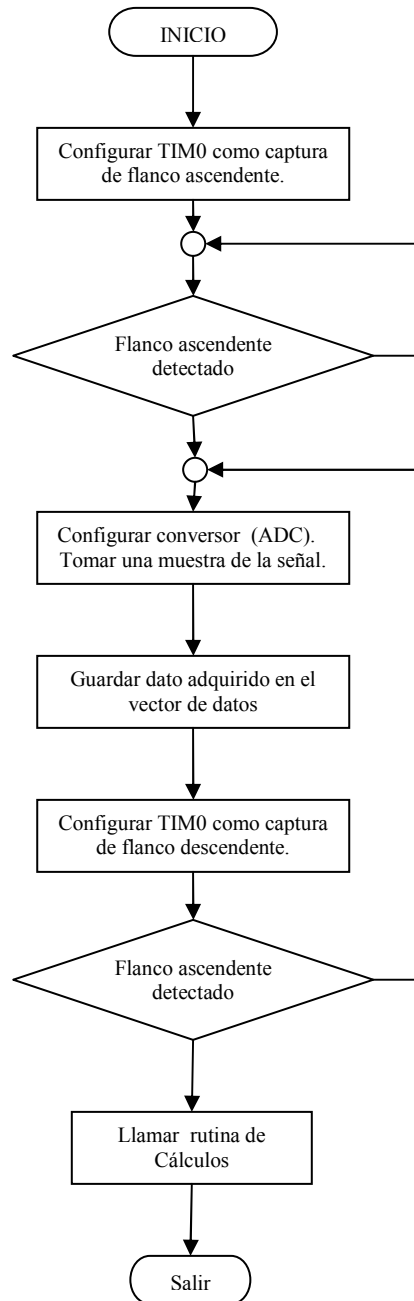
8. Análisis de señal para campo magnético en AC. Para calcular la magnitud del campo en AC fue necesario utilizar las siguientes subrutinas:
  - Alterna: configura tanto el modulo del temporizador (TIM1), como el modulo del ADC. También se crea un vector de datos para almacenar las muestras tomadas por el ADC.
  - Configurar captura: se configuró el temporizador (*Módulo TIM1*), en su función "*input capture*", el cual se encarga de detectar la transición de un estado alto a un estado bajo de la señal proveniente del circuito detector de ciclo positivo (figura 41) del acondicionamiento de señal anteriormente explicado.
  - Muestreo: se encarga de configurar el Módulo ADC, el conversor inicia a tomar muestras en el momento que el temporizador reconoce un flanco ascendente de la señal que esta percibiendo, el ADC toma la muestra e inmediatamente es guardada en el vector de datos, este procedimiento se repite sucesivamente hasta que el temporizador detecta un flanco descendente en la señal. Para la conversión se configuro el canal 0 del ADC que recibe la señal amplificada (figura39).
  - Cálculos: Se encarga de ejecutar las operaciones necesarias para calcular el valor eficaz de la señal que se esta tomando, esto se hace posible con ayuda de la librería "*math.h*" proporcionada por la herramienta de programación "*Code Warrior*", aquí se toma cada valor almacenado en el vector y se realizan las operaciones necesarias (potenciación, multiplicación, suma, división y radicación).
9. Configuración del modulo de comunicación serial (SCI), transmisión de los resultados vía RS232.

### 3.6.2 Diagrama de flujo. Programa Principal

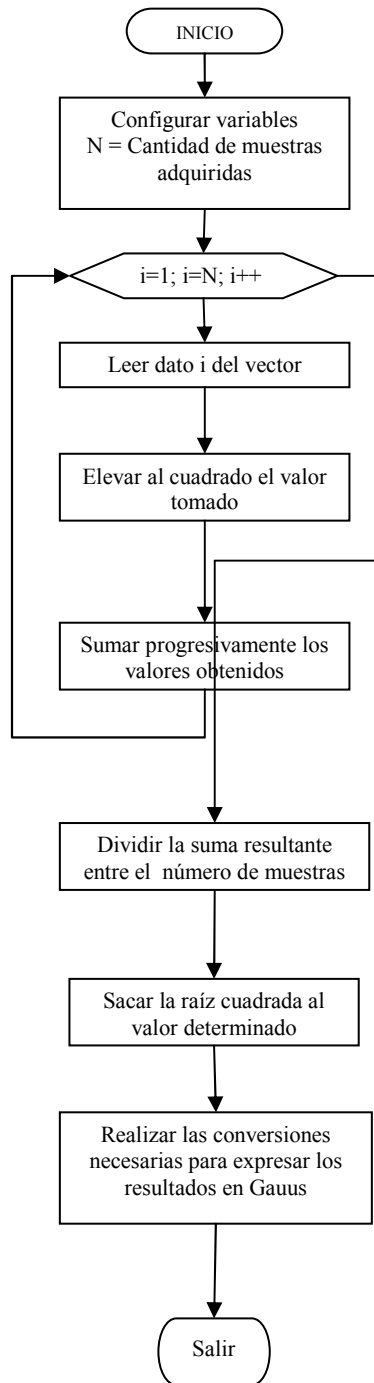


- **Subrutinas del programa.**

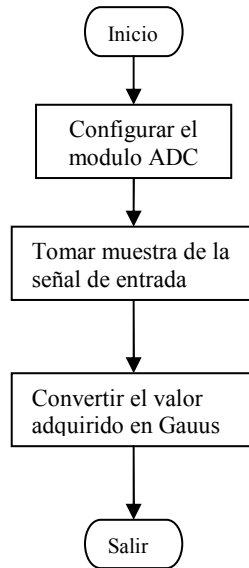
**Subrutina Alterna**



### Subrutina de Cálculos



### Subrutina de Continua

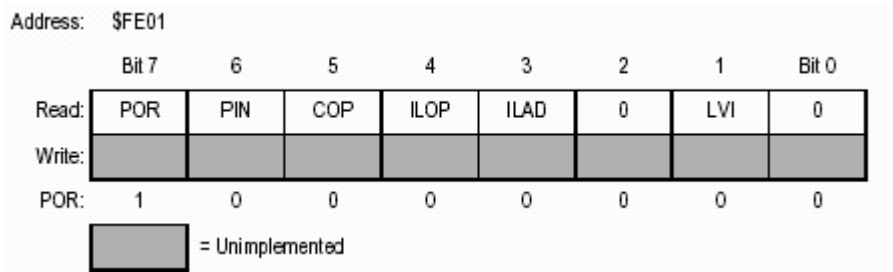


### 3.6.3 Configuración de los Módulos del Microcontrolador.

En esta parte se explicará con más detalle la configuración de los módulos utilizados por el microcontrolador.

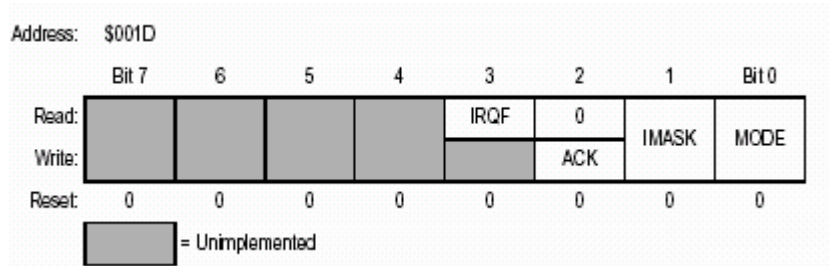
- Módulo de Reset e Interrupciones: El reset es causado por una señal en el pin de reset externo, el reset detiene la interrupción del programa en el microcontrolador (MCU), una vez se ha procesado el reset la unidad vuelve inmediatamente a las condiciones de inicio y empieza nuevamente a la ejecución del programa. Un reset externo habilita el bit *PIN* del registro de estado del reset del *SIM* (figura 48).

**Figura 48.** Registro de estado del reset



El pin IRQ fue utilizado para activar una interrupción externa, generada por una transición de un nivel alto a un nivel bajo, habilitada por el bit *IMASK* del registro de estado y control del IRQ (INTSCR). Figura 49.

**Figura 49** Registro de estado y control del IRQ



- Módulo ADC: para configurar el modulo ADC, primero se debe configurar el pin de alimentación analógica  $V_{DDAD}$  que en este caso se conectó a la alimentación digital del sistema (5 V), el pin  $V_{SSAD}$  fue conectado a la referencia de 0 V del sistema. En las dos subrutinas implementadas se utilizó el conversor para que trabajara en modo único, es decir se completa una conversión y hasta no ser leído el valor, no vuelve a realizar otra conversión. Este modo de conversión se configura en el registro de estado y control *ADSCR* con el bit *ADCO*; allí mismo se configuran los canales del ADC a utilizar (Figura 50). Una vez

configurado el conversor esta listo para convertir el voltaje de entrada a una señal digital, usando una conversión lineal, el resultado es uno de los 256 valores digitales que van desde \$00 a \$FF, debido a que el conversor tiene una resolución de 8 bits. Este valor es leído en el registro del ADC (ADR) figura 49. Para seleccionar la frecuencia en la que trabaja el ADC fue necesario configurar el prescalador para dividir la frecuencia de entrada en cuatro, ya que el cristal utilizado es de 16MHz, generando una frecuencia de bus interna para el microcontrolador de 4 MHz, la cual no es optima para el buen funcionamiento del conversor, el modulo ADC ha sido diseñado para operar óptimamente con una frecuencia de reloj de entrada de 1 MHz.

**Figura 50. ADSCR**

Address: \$003C								
	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Read:	COCO	AIEN	ADCO	ADCH4	ADCH3	ADCH2	ADCH1	ADCH0
Write:								
Reset:	0	0	0	1	1	1	1	1

**Figura 51. ADR**

Address: \$003D								
	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Read:	AD7	AD6	AD5	AD4	AD3	AD2	AD1	AD0
Write:								
Reset:	0	0	0	0	0	0	0	0

 = Unimplemented

- Módulo TIM1: la función utilizada del temporizador es “*input capture*”, la cual detecta cuando ocurre un cambio de nivel en el canal utilizado, esta función se configura a través del registro del canal *TSC0* (figura 52), la interrupción que genera el TIM en el momento de capturar un flanco

puede ser leída en el bit CH0F del mismo registro. En la tabla 3.2 se puede observar la configuración de los bits para ejecutar las funciones presentes en el temporizador.

**Figura 52.** Registro TSC0

	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Read:	CH0F	CH0IE	MS0B	MS0A	ELS0B	ELS0A	TOV0	CH0MAX
Write:	0							
Reset:	1	1	1	1	1	1	1	1

**Tabla 5.** Modo, flanco y nivel de selección del TIM

MSxB:MSxA	ELSxB:ELSxA	Mode	Configuration
X0	00	Output preset	Pin under port control; initial output level high
X1	00		Pin under port control; initial output level low
00	01	Input capture	Capture on rising edge only
00	10		Capture on falling edge only
00	11		Capture on rising or falling edge
01	01	Output compare or PWM	Toggle output on compare
01	10		Clear output on compare
01	11		Set output on compare
1X	01	Buffered output compare or buffered PWM	Toggle output on compare
1X	10		Clear output on compare
1X	11		Set output on compare

- Módulo KBI (Keyboard Interrupt Module): el puerto disponible para este modulo es el puerto A del microcontrolador, en este caso específico se utilizaron los pines 0, 1 y 2 del puerto. Para habilitar el puerto se configura el registro de interrupción del KBI (INTKBIER) colocando un uno "1" en los bits que serán habilitados (figura 53). El registro utilizado para configurar el modo de trabajo del KBI es el registro de estado y control del mismo (INTKBSCR) (figura 54), en el cual se controlan los

niveles en que ocurre la interrupción y en el cual se puede habilitar o deshabilitar el módulo.

**Figura 53.** Registro INTKBIER


Address: \$001B

	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Read:	KBIE7	KBIE6	KBIE5	KBIE4	KBIE3	KBIE2	KBIE1	KBIE0
Write:								
Reset:	0	0	0	0	0	0	0	0

**Figura 54** Registro INTKBSCR

Address: \$001A

	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Read:	0	0	0	0	KEYF	0	IMASKK	MODEK
Write:						ACKK		
Reset:	0	0	0	0	0	0	0	0

 = Unimplemented

Todas las funciones realizadas por el microcontrolador, se configuraron haciendo uso del Code Warrior, una herramienta de programación para los microcontroladores de la familia CPU08 de Motorola que presenta las siguientes características:

- Generador de código con un entorno integrado IDE de Code Warrior.
- Ensamblador, Liker y Depurador a nivel fuente soportando todos los 68HC08.
- Compilador C y depurador a nivel fuente (ANSI C limitado a 64Kbytes de código).
- Simulador completo del chip y programador de la memoria *Flash*.
- Soporte total de todas las herramientas de desarrollo hardware de 68HC08 de Motorola .
- Herramienta de diseño de aplicación rápida “*Processor Expert* “

## 4. PRUEBAS

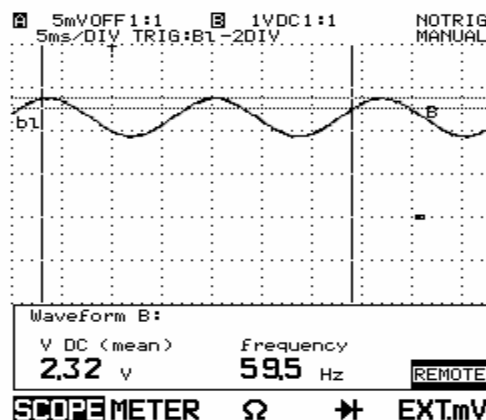
Por último para verificar el adecuado funcionamiento del sistema desarrollado, se realizaron pruebas que pudieran demostrar el comportamiento esperado del mismo. En este capítulo se presentarán pruebas eléctricas, así como también el ajuste y calibración de las medidas tomadas por el equipo.

### 4.1 Pruebas Eléctricas

Se llamaron pruebas eléctricas a las realizadas para verificar el funcionamiento correcto de cada una de las etapas de acondicionamiento de señal como son: filtrado, rectificación, amplificación y detector de frecuencia.

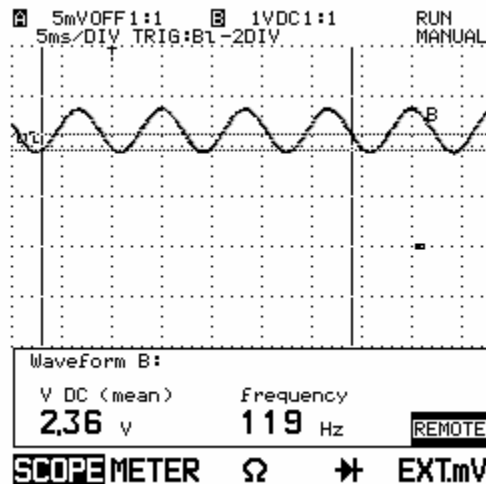
Para la realización de estas pruebas, se utilizaron algunas fuentes de emisión de campo magnético como imanes permanentes y solenoides para inducir campos magnéticos constantes y alternos respectivamente. Como primer paso, se verificó la linealidad de respuesta del sensor de efecto hall utilizado (HAL 815).

**Figura 55.** Respuesta del sensor para un campo magnético inducido a 60 Hz.



En las figuras 55, 56 y 57 se presenta la respuesta obtenida por el sensor en presencia de campos magnéticos sinusoidales, emitidos a diferentes frecuencias. Se uso un generador de corriente alterna EPOCH-10 MULTI-AMP, y una bobina de 6  $\mu$ H a 1 kHz, con una longitud de 0,65 metros y numero de vueltas N=44. Se espera generar por la bobina un campo de 25,5 Gauss, al circular por ella una corriente de 3 A, que equivale a una variación de señal de tensión en el sensor de 300 mV.

**Figura 56** Respuesta del sensor para un campo magnético inducido a 120Hz.

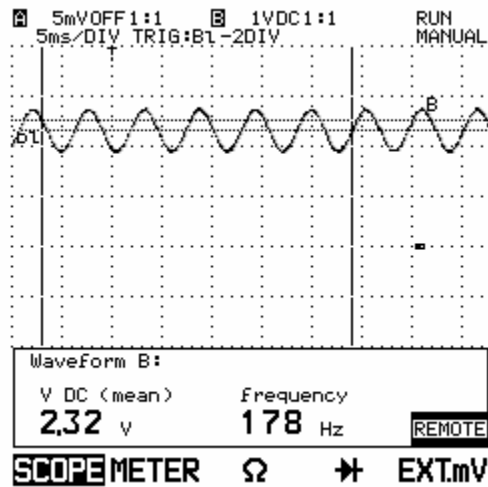


Se puede observar que la señal de salida del sensor, mantiene la forma de onda y la frecuencia de los campos magnéticos percibidos. También se puede apreciar la componente de continua u “offset” presente.

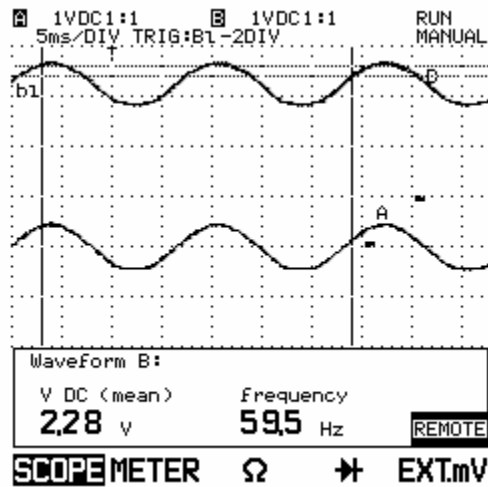
En la figura 58 se puede verificar el funcionamiento del filtro implementado<sup>17</sup> para eliminar la componente de continua y dejar una señal sinusoidal pura.

<sup>17</sup> Capitulo III. Figura 31 y 32.

**Figura 57.** Respuesta del sensor para un campo magnético inducido a 180 Hz.

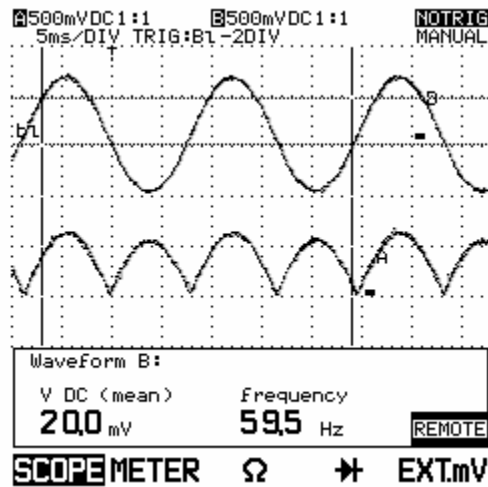


**Figura 58** Respuesta del filtro Pasa alto implementado.

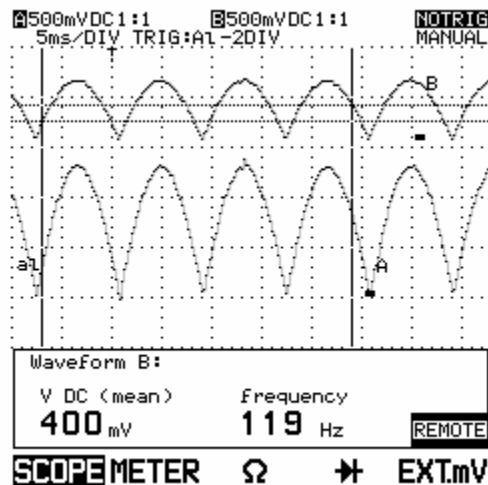


La señal original se ve representada en el canal B del osciloscopio y el canal A representa la señal filtrada.

**Figura 59.** Salida de la etapa de Rectificación.



**Figura 60.** Salida de la etapa de amplificación.



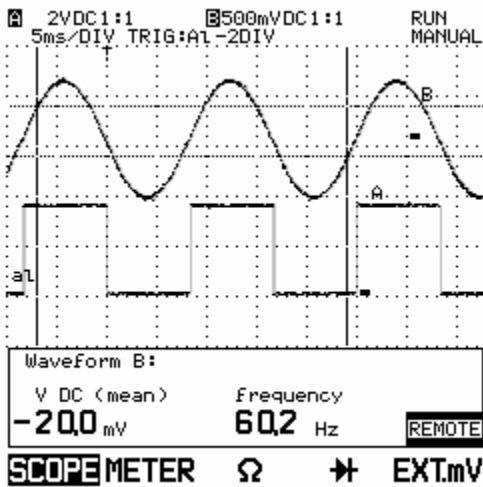
En las figuras 59, se puede observar claramente la señal rectificada en condiciones críticas (niveles por debajo de 0,7 V), del rectificador de precisión implementado en el diseño<sup>18</sup> y la etapa de amplificación se observa en la figura 60<sup>19</sup>.

<sup>18</sup> Capitulo II I, figura 34.

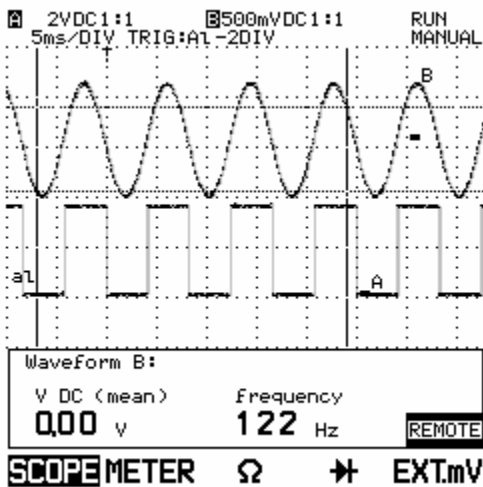
<sup>19</sup> Capitulo III, figura 38.

Para corroborar la precisión del detector del ciclo positivo de la señal, se tomaron respuestas del mismo, para señales a frecuencia de 60 Hz, 120 Hz y 180 Hz, que se pueden observar en las figuras 61,62 y 63.

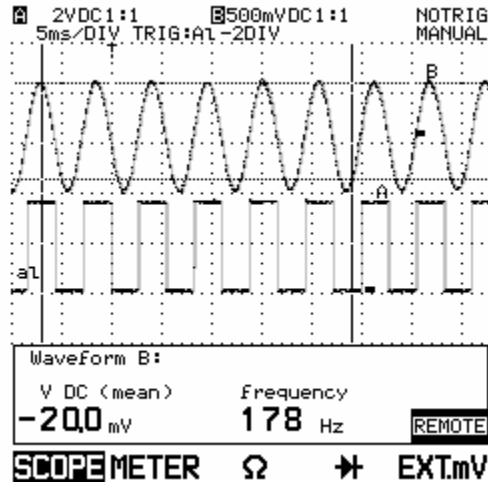
**Figura 61.** Detector de ciclo positivo a una señal de entrada con frecuencia de 60 Hz.



**Figura 62.** Detector de ciclo positivo para una señal de entrada con frecuencia de 120 Hz



**Figura 63** Detector de ciclo positivo para una señal de entrada con frecuencia de 180 Hz



## 4.2 PRUEBAS FÍSICAS.

Una vez realizadas las pruebas a los componentes del sistema desarrollado, es necesario implementar pruebas físicas que permitan conocer el desempeño real del equipo.

En primer lugar, se verificó el desempeño del algoritmo implementado para calcular el valor rms de tensión de las señales dadas por el sensor. Para ello se realizaron pruebas utilizando un generador de señales como entrada al sistema (figura 64).

**Figura 64.** Montaje para pruebas realizadas con el generador de señales.



En la tabla 6, se presenta la respuesta del equipo para diferentes tipos de entrada tales como señal senoidal, señal triangular y señal cuadrada para diferentes frecuencias. Se trabajó con las anteriores señales con el fin de determinar la precisión en los cálculos realizados y la frecuencia máxima a la que puede trabajar el sistema.

En la tabla 6 se puede observar que el porcentaje de error en los cálculos de valor rms dados por el equipo con respecto a los valores medidos por un osciloscopio Tektronix TDS210 es menor al 5%. Presentándose el mayor margen de error para valores cercanos a 0,7 Vrms en señales senoidales y 0,6 Vrms para señales cuadradas y triangulares.

**Tabla 6.** Respuesta del equipo para diferentes tipos de señal.

Vrms (referencia)[V]	Vrms (Equipo) [V]	Error
<b>Senoidal</b>		
0,25	0,24	4,00%
0,39	0,4	2,56%
0,44	0,42	4,55%
0,57	0,55	3,51%
0,7	0,67	4,29%
0,81	0,77	4,94%
0,96	0,92	4,17%
1,22	1,16	4,92%
1,48	1,42	4,05%
1,61	1,55	3,73%
<b>Cuadrada</b>		
0,16	0,16	0,00%
0,28	0,29	3,57%
0,45	0,45	0,00%
0,59	0,61	3,9%
0,65	0,66	1,54%
0,69	0,7	1,45%
0,79	0,81	2,53%
1,2	1,22	1,67%
1,72	1,78	3,49%
<b>Triangular</b>		
0,11	0,11	0,00%
0,2	0,2	0,00%
0,3	0,29	3,33%
0,47	0,45	4,26%
0,62	0,59	4,84%
0,73	0,74	1,37%
0,99	0,95	4,04%
1,78	1,72	3,37%
1,34	1,3	2,99%

Para determinar la frecuencia máxima a la que puede trabajar el sistema se tomó como referencia un valor rms tomado por el equipo (1.04 V) y se hizo un aumento en frecuencia. Los valores medidos se presentan en la tabla 7.

**Tabla 7.** Cambio en  $V_{rms}$  con respecto a la frecuencia.

Frecuencia	$V_{rms}$ (equipo)[V]
200 Hz	1.04
500 Hz	1.04
800 Hz	1.04
1 kHz	1.04
2 kHz	1.03
4 kHz	1.02
5 kHz	1.02

Se puede observar en la tabla 7, la mínima diferencia existente entre los resultados obtenidos en el valor rms calculado por el equipo al cambiar el valor de la frecuencia de la señal. La frecuencia se hizo variar hasta un rango 10 kHz, observándose un retardo en la respuesta a frecuencias mayores de 5 kHz, cubriendo el rango en frecuencia de las señales aplicadas para el equipo de terapia magnética que es de 180 Hz.

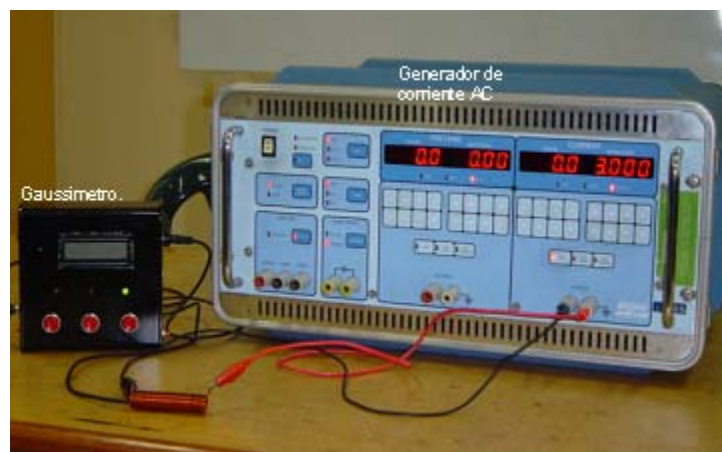
Finalmente se presenta una comparación de valores medidos por el equipo (figura65), el cual abarca un rango en intensidad de campo magnético entre 1 Gauss y 300 Gauss, emitidos por fuentes alternas y continuas.

**Figura 65** Gaussímetro.



Los campos magnéticos fueron emitidos por medio de una bobina solenoidal de longitud  $L=0,065$  m, número de vueltas  $N=44$ , con una inductancia igual a  $6 \mu\text{H}$  a  $1$  kHz y núcleo de aire ( $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  H/m), por la cual se hizo circular corrientes en AC (figura 66) y DC con valores entre  $0,3$  A y  $3$  A.

**Figura 66.** Montaje realizado para medición de campos magnéticos.



En la tabla 8, se muestran los valores medidos por el equipo para corrientes en AC y DC y el valor teórico hallado por la ecuación<sup>20</sup>:

$$\mathbf{B}_z = \frac{\mu_0 N I}{L} \hat{\mathbf{k}} \quad [\text{Tesla}]; \quad 1 \text{ Tesla} = 10^4 \text{ Gauss.}$$

<sup>20</sup> Capitulo 1.

- Campo magnético debido a un solenoide.

**Tabla 8.** Comparación de Campos Magnéticos Medidos.

Corriente [A]	Valor del equipo en DC [GAUSS]	Error DC	Valor del equipo en AC [GAUSS]	Error AC	Valor teórico [GAUSS]
0,3	2,58	3,2%	2,6	4%.	2,5
0,5	4,3	1,17%	4,31	1,41%	4,25
1	8,92	4,87%	8,9	4,63%	8,506
1,5	12,35	3,14%	13,1	2,75%	12,75
2	17,36	2,06%	17,1	0,53%	17,01
2,5	22,36	5,17%	21,25	0,05%	21,26
3	25,65	0,55%	25,13	1,49%	25,51

De acuerdo a los datos adquiridos se puede estimar el máximo error en la medida del equipo para señales en DC con respecto al valor teórico (I=2,5 A)

$$\begin{aligned}
 \% \text{ Error} &= \left| \frac{\text{Valor esperado} - \text{Valor Experimental}}{\text{Valor Esperado}} \right| \times 100 \\
 &= \left| \frac{21,26 - 22,36}{21,26} \right| \times 100 \\
 &= 5,1\%
 \end{aligned}$$

Para señales en AC el máximo error estimado (I=3 A) es: 4,63%.

## CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES

- Se construyó un equipo portátil operado ya sea con baterías o con alimentación de la red eléctrica, especialmente diseñado para la medición de campos magnéticos emitidos entre 1 Gauss y 300 Gauss, de esta manera se logra cubrir los rangos utilizados en tratamientos de terapia magnética. La medición se realizó por medio de un sensor de efecto hall. El equipo diseñado posee las siguientes características:
  - Tres canales externos de entrada para la ubicación de los sensores de campo magnético.
  - Los canales de entrada se seleccionan manualmente por el usuario.
  - El equipo visualiza los resultados en un LCD, con dos dígitos de precisión.
  - Identifica automáticamente los campos producidos por fuentes alternas o continuas.
- El sensor seleccionado “HAL 815”, entrega señales con niveles de tensión del orden de los voltios en la entrada del equipo, lo cual minimiza el efecto del ruido en la medición del campo magnético.
- El equipo realiza medida de campo magnéticos periódicos en el tiempo con un máximo de frecuencia de 2 kHz y un error en la medida menor al 5%, comparado con los valores de voltajes rms de la señales entregadas por el

sensor hall, medido con el osciloscopio Tektronix TDS210 (ver pruebas físicas).

- En el valor de medida del campo magnético dada por el equipo, se encontraron diferencias del 5% comparadas con el valor teórico de la bobina, debido a errores de cuantificación dados por el conversor análogo-digital del microcontrolador el cual tiene 8 bits de resolución y a errores debido a las operaciones aritméticas realizadas en el microcontrolador.
- Para señales de diferentes formas (senoidal, triangular y cuadrada) simuladas como entradas del equipo con un generador de señales, se determinó un error menor del 5% en la medición de valor rms, comparado con los valores de voltajes rms de la señales entregadas por el generador, medido con el osciloscopio Tektronix TDS210 (ver pruebas físicas). Para frecuencias menores a 1 kHz no se encontró cambio en la medida.

## RECOMENDACIONES

- Para disminuir el error en la medida del campo magnético es conveniente utilizar un conversor análogo-digital, con más resolución (mayor número de bits) reduciendo el problema de cuantificación y garantizar más precisión en las medidas del equipo.
- Para mejorar el diseño implementado de la tarjeta electrónica se podrían reemplazar los reles mecánicos utilizados en el módulo de alimentación, por dispositivos de estado sólido.
- Habilitar el funcionamiento del equipo con sensores de campo magnético con diferentes características con el fin de realizar mediciones de diferentes rangos y frecuencia.
- Utilizar el equipo como apoyo en el trabajo docente de la asignatura *Teoría Electromagnética I y II*

## BIBLIOGRAFIA.

**GOVEAREV, Alberto.** Cubana Médica. Integral. 2002, 18p

**CABRERA,** Enrique, Cátedra de Medicina Natural y Tradicional. Facultad de Ciencias Médica. Cuba Junio 2002, 1p.

**MALCOTIVATI, Piero, MALOBERTI Franco.** An Integrated Microsystem for 3D Magnetic Field Measurements. Universidad de Pavia \_ Italia. IEEE 1998. 13p.

**REITZ, MILFORD, CHRISTY.** Fundamentos de la Teoría Electromagnética. Addison Wesley Iberoamericana S.A. México 1996. 190p

**CHENG David k.** Fundamentos de Electromagnetismo para Ingeniería. Addison Wesley. Mexico 1997. 190p

**MACINYRE Steven A.** Magnetic Field Measurement, Copyright 2002. 5p

**LENZ James E.** A Review of magnetic sensors. IEEE.

**LEA, Susan. BURJE John.** PHYSICS. The Nature of Things. West Publishing USA 1997. 755p.

**SEDRA, ADEL SMITH, Kenneth,** Circuitos Microelectrónicos. University Press. Oxford Mexico 1997. 667p

**PALLÁS, ARENY.** Amplifiers and Signal Conditioners. Universidad Politécnica de Catalunya. Copryright 2002. 6p