

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**  
**Sección de Electricidad y Electrónica**



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
DEL PERÚ

**Reconstrucción 3D: Implementación de un sistema de seguimiento de  
traslación para un transductor ultrasónico 2D**

Tesis para optar por el título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

**Eduardo André González Bellido**

**Asesor: Roberto Lavarello Montero**

**Pando – Lima**

**2012**

## RESUMEN

Los exámenes médicos y operaciones quirúrgicas utilizan sistemas de seguimiento espacial para realizar un mejor diagnóstico y registrar el movimiento de los instrumentos de medición o cirugía, respectivamente. Estos sistemas, conformados por componentes sofisticados y un complejo nivel de procesamiento, son por lo general de costo elevado debido al grado de precisión y exactitud requerido.

El objetivo de la presente tesis es diseñar e implementar un sistema de seguimiento alternativo en coordenadas de traslación de un transductor ultrasónico, registrando el movimiento que realiza en cada uno de los ejes cartesianos ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) al momento de efectuar un examen ecográfico. El sistema desarrollado cuenta con un transmisor de campo magnético y un sensor adosado al transductor que mide los vectores de campo y es controlado por un micro-controlador ATMEGA8. Se implementó un modelamiento matemático en Matlab para convertir los valores de campo a coordenadas espaciales.

En este trabajo se muestra además, los métodos de calibración del sistema y los resultados de los ensayos realizados sobre patrones de trayectorias conocidas. El desempeño del sistema construido se evaluó cuantificando la precisión y exactitud del mismo, comparándolo con un sistema óptico basado en un mouse de computadora.

INDICE

<b>CAPITULO 1: ECOGRAFÍA ULTRASÓNICA .....</b>	<b>5</b>
<b>1.1 DEFINICION Y PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO .....</b>	<b>5</b>
<b>1.2 ECOGRAFÍA TRIDIMENSIONAL .....</b>	<b>6</b>
<b>1.3 DECLARACIÓN DE LA PROBLEMÁTICA.....</b>	<b>7</b>
<b>CAPITULO 2: SISTEMAS DE SEGUIMIENTO .....</b>	<b>8</b>
<b>2.1 ACELERÓMETROS.....</b>	<b>9</b>
<b>2.2 SENSORES ÓPTICOS CCD .....</b>	<b>10</b>
<b>2.3 MÉTODOS ESTEREOTÁCTICOS .....</b>	<b>11</b>
<b>2.4 SISTEMAS MAGNÉTICOS .....</b>	<b>13</b>
<b>2.5 COMPARACIÓN DE TECNOLOGÍAS.....</b>	<b>15</b>
<b>2.6 OBJETIVOS: .....</b>	<b>17</b>
<b>2.6.1 OBJETIVO GENERAL:.....</b>	<b>17</b>
<b>2.6.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS:.....</b>	<b>17</b>
<b>CAPITULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA DE SEGUIMIENTO DE TRASLACIÓN .....</b>	<b>18</b>
<b>3.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO.....</b>	<b>18</b>
<b>3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES.....</b>	<b>18</b>
<b>3.3 ELECCIÓN DEL SENSOR MAGNÉTICO .....</b>	<b>20</b>
<b>3.4 ELECCIÓN DEL TRANSMISOR DE CAMPO MAGNÉTICO .....</b>	<b>21</b>
<b>3.5 MODELAMIENTO MATEMÁTICO DEL TRANSMISOR DE CAMPO MAGNÉTICO</b>	<b>23</b>
<b>3.6 ELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR .....</b>	<b>26</b>
<b>3.7 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I<sup>2</sup>C.....</b>	<b>27</b>
<b>3.8 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN USART Y USB .....</b>	<b>28</b>
<b>3.9 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PSEUDOCÓDIGO DEL MICROCONTROLADOR....</b>	<b>29</b>
<b>3.10 DIAGRAMA ESQUEMÁTICO .....</b>	<b>29</b>
<b>3.11 DIAGRAMA DE FLUJO DEL SOFTWARE DE ADQUISICIÓN DE DATOS .....</b>	<b>31</b>
<b>3.12 IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE SEGUIMIENTO ÓPTICO.....</b>	<b>33</b>
<b>3.13 CORRECCIÓN DE ESCALAMIENTO Y VALIDACIÓN .....</b>	<b>35</b>
<b>3.13.1 COMPENSACIÓN DEL MARGEN DE ERROR DEL IMÁN .....</b>	<b>36</b>
<b>3.13.2 COMPARACIÓN DE DESEMPEÑO CON EL SIST. ÓPTICO.....</b>	<b>37</b>

<b>CAPITULO 4: ENSAYOS Y RESULTADOS .....</b>	<b>38</b>
<b>4.1 ANALISIS DE PERTURBACIONES PRODUCIDAS POR MAT. FERROMAG.....</b>	<b>38</b>
<b>4.2 FACTOR DE ESCALAMIENTO .....</b>	<b>39</b>
<b>4.3 VARIACIÓN DEL CAMPO MEDIDO .....</b>	<b>41</b>
<b>4.4 COMPARACIÓN DE DESEMPEÑO CON EL SISTEMA ÓPTICO.....</b>	<b>44</b>
<b>OBSERVACIONES.....</b>	<b>51</b>
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>52</b>
<b>RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS .....</b>	<b>55</b>
<b>FUENTES.....</b>	<b>56</b>



## INTRODUCCION

Uno de los grandes avances médicos sobre métodos de diagnóstico humano realizados en las últimas décadas es la ecografía ultrasónica, muy utilizada en la radiología ya que se puede diagnosticar diversas enfermedades de manera rápida y segura. Esto se debe a que el ultrasonido no emplea energía ionizante, a diferencia de otros métodos como las radiografías o la medicina nuclear, las cuales generan riesgo de desarrollar células cancerígenas o anomalías cromosomáticas [1, 2].

Asimismo, las ondas ultrasónicas no afectan los órganos a analizar, siempre y cuando no se emplee alta intensidad de energía. Además, siendo el ultrasonido un método no invasivo, no hay necesidad de perforar o cortar la piel, no es doloroso y no existe riesgo de infección por algún agente patógeno durante el procedimiento [2].

En la actualidad, la ecografía ultrasónica tridimensional está implementándose con mayor frecuencia en clínicas y centros de salud. Sin embargo, gran parte de los ecógrafos utilizados en las provincias del país son equipos ultrasónicos bidimensionales. Las limitaciones que presenta esta tecnología dificultan, en ciertos casos, al especialista o examinador en realizar un diagnóstico acertado ya que la interpretación de los resultados demanda mayor tiempo y esfuerzo [3].

Con el fin de adicionar la capacidad de generar volúmenes tridimensionales a un ecógrafo bidimensional, se diseñará e implementará un sistema de seguimiento de traslación de bajo costo para imágenes médicas bidimensionales evaluando su factibilidad en el seguimiento de un transductor ultrasónico. Para ello, se realizarán pruebas de seguimiento en figuras de dimensiones conocidas, comparando los resultados de precisión y exactitud con un sistema óptico basado en un mouse de computadora.

## CAPITULO 1: ECOGRAFÍA ULTRASÓNICA

### 1.1 DEFINICION Y PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

La ecografía es una técnica diagnóstica que utiliza las ondas de ultrasonido para observar órganos y estructuras dentro del organismo. Cada órgano posee propiedades acústicas distintas en relación a las características estructurales de su tejido y geometría [4]. Estas propiedades acústicas influyen en los ecos producidos, los cuales son procesados para reconstruir imágenes de dichos órganos. El equipo ecográfico consta principalmente de tres elementos: un módulo generador de señales de voltaje (emisor), una unidad de procesamiento que calcula la profundidad del tejido en función al tiempo de retorno e intensidad de la onda que es reflejada de este (receptor), y las sondas exploradoras o transductores, que convierten las señales de voltaje en ondas acústicas y, del mismo modo, transforman los ecos recibidos en diferencias de voltaje.

El principio de funcionamiento es similar al del sonar utilizado en los sistemas de navegación submarina. El transductor es trasladado por un técnico capacitado sobre alguna parte del cuerpo del paciente mientras que dicho dispositivo emite ondas ultrasónicas que generan ecos al recorrer tejidos. Dichos ecos son recibidos por el mismo transductor, el cual los convierte en una señal eléctrica [4]. Por lo general, en aplicaciones médicas estas ondas se encuentran en el rango de 3 a 30 MHz y aproximadamente de 2 a 5 MHz al examinar zonas abdominales [5]. Los ecos recibidos con el haz acústico del transductor apuntando en diferentes direcciones son procesados para luego obtener las imágenes bidimensionales (también llamados ecografías) de los órganos a analizar.

Las sondas o transductores disponibles en exámenes clínicos típicamente operan bajo el principio piezoeléctrico al estar conformado por un conjunto de discos finos de cerámicos artificiales o materiales piezoeléctricos [5]. Estos componentes se contraen y expanden generando ondas acústicas al recibir una diferencia de voltaje en sus extremos. Las ondas se dispersan a lo largo del tejido a examinar donde serán reflejadas con una intensidad proporcional a la diferencia de impedancia acústica entre tejidos. Finalmente, las ondas recibidas son procesadas considerando su amplitud y tiempo de retorno para cada punto evaluado, obteniendo así una imagen bidimensional del tejido.

## 1.2 ECOGRAFÍA TRIDIMENSIONAL

Dentro de los diferentes métodos existentes para la adquisición de imágenes médicas la ecografía 3D ha incrementado su demanda en las últimas décadas [6], ya que brinda información tridimensional sobre el órgano a diferencia de la ecografía 2D, evitando un esfuerzo mayor e inexacto por parte del examinador al realizar reconstrucciones mentales del cuerpo en base a imágenes 2D [7]. El uso de transductores a mano alzada con un sistema de seguimiento ha sido el método más popular para adquirir imágenes ultrasónicas de cualquier región corporal [8]. Se desea, de este modo, incluir en un ecógrafo la capacidad de construir volúmenes ultrasónicos a base de imágenes 2D con técnicas 3D a mano alzada. El sistema a implementar se basa en un sensor de posición, un equipo de calibración, un bloque de sincronización y un módulo de comunicación.

Existen dos tipos de adquisición de imágenes ultrasónicas 3D. La adquisición mecánica consiste en un dispositivo motorizado que traslada y rota el transductor mientras éste realiza la toma de imágenes bidimensionales. Por otro lado, la adquisición a mano alzada consiste en reconstruir volúmenes mediante la agrupación e interpolación de imágenes 2D obtenidas en función al movimiento del operario. Entre los métodos más sencillos de este tipo de adquisición el operario realiza el examen ecográfico asumiendo una geometría de escaneo predefinida (i.e., una línea recta a velocidad uniforme). Debido a que no se proporciona información espacial durante el movimiento del transductor el operario debe ser muy meticuloso al seguir un ritmo de escaneo constante y una postura adecuada de este [3]. No obstante, debido a la rugosidad de la piel, la morfología de las áreas de estudio y la inexactitud natural del operario, las muestras tomadas no siguen una trayectoria ideal ni una velocidad constante. Esto resulta en errores al reconstruir los volúmenes con la subsecuente reducción de la utilidad clínica de los mismos. Por otro lado, conociendo la ubicación espacial del transductor al momento de cada toma se reduce el grado de imprecisión de los volúmenes en comparación a una ubicación estimada por el especialista, el cual sigue una ruta supuesta [3]. Es por eso que es necesario conocer la posición espacial de cada imagen bidimensional para reconstruir correctamente la imagen tridimensional.

### 1.3 DECLARACIÓN DE LA PROBLEMÁTICA

Existen en el mercado actual diferentes sistemas de seguimiento usados en diversos procesos clínicos, donde la precisión y exactitud son puntos cruciales en la cirugía o examen de diagnóstico. Entre ellas se encuentran los sistemas magnéticos como driveBAY (3640\$) o trackSTAR (3790\$) [9] de Ascension Technology Corporation y Fastrack (6050\$) [10] de Polhemus Inc, los sistemas ópticos como V120: Duo (1899\$) o V120: Trio (2499\$) de NaturalPoint Inc, [11] entre otros.

Sin embargo, debido a sus altos costos relativos de implementación estos productos son poco rentables para zonas de provincia con bajo presupuesto en inversión para infraestructura clínica. Más aún, en el mercado estos sistemas de seguimiento ofrecen poca información técnica respecto a sus productos, ofreciendo características meramente comerciales o de venta. Es por eso que la adquisición o estudio de dichas tecnologías presenta limitaciones para el proyecto propuesto. Por estas razones se propone implementar un sistema de seguimiento de bajo costo, basándose en los principios de funcionamiento de los sistemas comerciales mas no al detalle, por la poca información que brindan. Se evaluarán dos tecnologías, una más sencilla y factible que la otra, y se determinará el grado de precisión y exactitud al implementarlas con componentes de bajo costo.

Cabe resaltar que el objetivo principal del proyecto está orientado a una demostración de conceptos, mas no con propósitos clínicos. Es decir, no pretende mejorar un diagnóstico realizado en algún hospital o clínica, pero sí comprobar la factibilidad de medir la posición de un transductor de ultrasonido y establecer la exactitud y precisión de las mediciones obtenibles.



## CAPITULO 2: SISTEMAS DE SEGUIMIENTO

La implementación de sistemas de seguimiento en los transductores se ha realizado en distintos centros de investigación, obteniendo diferentes resultados en la calidad de la medición. Los requerimientos que debe cumplir el sistema de seguimiento dependen de la región corporal que se desea analizar, la configuración del equipo ultrasónico y las especificaciones del sistema de reconstrucción de volúmenes.

Con el fin de definir el espacio sobre el cual se realizará el seguimiento de traslación, se tomará como referencia el recorrido de un examen ecográfico en la zona abdominal. Los órganos abdominales no superan los 25 cm de dimensión longitudinal máxima, como el páncreas (12 a 15 cm), el hígado (20 a 22.5 cm) y el bazo (12 cm) [12]. El enfocar otra área de seguimiento en el cuerpo implicaría alterar los requerimientos del sistema.

No existe un estándar en cuanto a la distancia máxima entre imágenes y, del mismo modo, la cantidad imágenes bidimensionales a considerar para poder reconstruir satisfactoriamente un órgano determinado debido a los diversos factores que intervienen en dicho cálculo como el tamaño del órgano, la resolución de las imágenes, tamaño del voxel a reconstruir, patrón de escaneo, tasa de muestreo del transductor e índice de error del mismo. Las investigaciones realizadas con sistemas de seguimiento para procedimientos clínicos hallaron valores de precisión y exactitud con los que se pudo reconstruir exitosamente órganos de mediano tamaño (i.e., corazón, arteria de la carótida, estómago), encontrándose dichos valores en el rango de 0.4 mm a 1.7 mm en precisión y 0.4 mm a 0.76 mm en exactitud [13,14,15,16]. Por esta razón, el sistema a implementar apuntará a precisiones y exactitudes del rango cercano al encontrado en la literatura. De lo mencionado anteriormente se deducen los siguientes requerimientos del sistema a implementar:

- La máxima portabilidad posible para no dificultar el movimiento del transductor.
- Un rango de medición de 20 cm para seguimiento órganos abdominales.
- Una resolución de 1 mm o menor para una adecuada reconstrucción de imágenes.
- Se está considerando para este sistema al menos dos grados de libertad de traslación (x, y).

A continuación se detallan las tecnologías de sensores de posición más usados en el campo de ultrasonido 3D a mano alzada.

## 2.1 ACELERÓMETROS

El acelerómetro es un sensor inercial muy usado en la industria de los dispositivos móviles (Smartphones, Ipods Touch de tercera generación en adelante, Tablet PCs) para medición de gravedad y seguimiento así como en los controladores de videojuegos (Wii, PS3, etc.). Dentro de los sensores de aceleración electrónicos los dispositivos MEMS (Micro Electro Mechanical Sensor) son los más adecuados para la implementación en el transductor ultrasónico por su pequeño tamaño y bajo costo. Estos sensores operan bajo el principio de capacitancia diferencial. La Figura 2.1 describe este principio.

Inicialmente, el sensor no está sujeto a una aceleración (parte izquierda de la Fig. 2.1). La aceleración produce movimiento en masas de silicona el cual genera una variación capacitiva, (parte derecha de la Fig. 2.1). Un dispositivo CMOS transforma dicha variación en señal analógica de voltaje, la cual es proporcional a la aceleración experimentada [17].

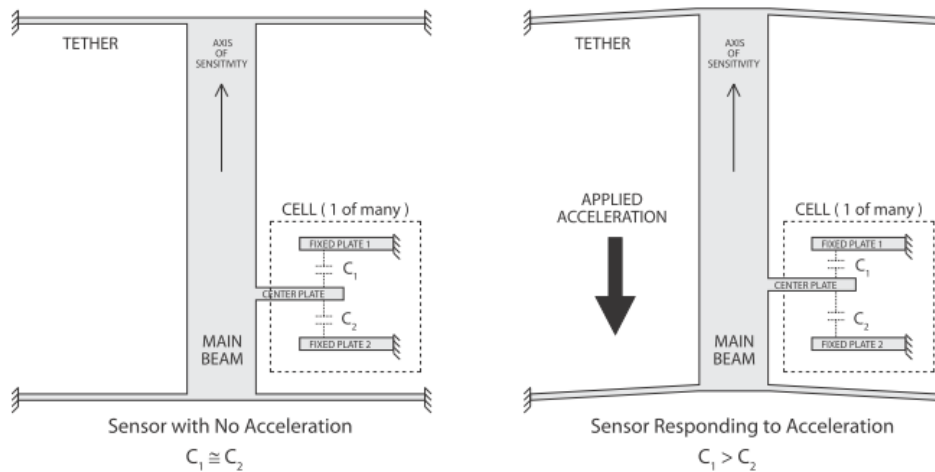


Figura 2.1: Principio de funcionamiento de un acelerómetro. Extraído de [17]

La posición se puede obtener a partir de la aceleración realizando una doble integración con respecto al tiempo y tomando un valor de referencia. El problema principal de la

medición de posición usando acelerómetros radica en el arrastre de error. El error de medición de aceleración se propaga al vector de velocidad y se añade a la referencia obtenida, la cual es errónea. Finalmente, este error afecta al desplazamiento y a la referencia al integrarlo nuevamente para hallar la posición, volviéndose significativo [18].

Los errores de precisión y exactitud se van acumulando en el transcurso del examen obteniendo variaciones de posición del rango de los metros al cabo de algunos segundos. Se ha demostrado en investigaciones anteriores que el error acumulado puede sobrepasar los valores globales de medición en lapsos cortos de tiempo, siendo inaceptable el uso de los IMU para la reconstrucción de imágenes tridimensionales [19, 20]. Por esta razón, los acelerómetros no son adecuados para un rango corto de medición de distancias como sucede en exámenes ultrasónicos, donde el recorrido máximo no supera el medio metro.

## 2.2 SENSORES ÓPTICOS CCD

Estos sensores usan el principio de navegación óptica, el cual permite medir la variación de posición utilizando imágenes superficiales secuenciales y determinando la dirección y magnitud del movimiento relativo entre las mismas [6]. El mouse óptico es el ejemplo más común para el uso de este sensor, operando en conjunto con LEDs y lentes. Los LEDs iluminan la superficie por la cual se desplaza el sensor mientras que este recibe los rayos reflejados y genera imágenes superficiales. Los lentes de magnificación mejoran el enfoque de captura así como la exactitud de la recopilación de datos. La Figura 2.2 muestra imágenes capturadas por el sensor antes y después del movimiento, las cuales son procesadas por un DSP para la determinación del vector de desplazamiento.

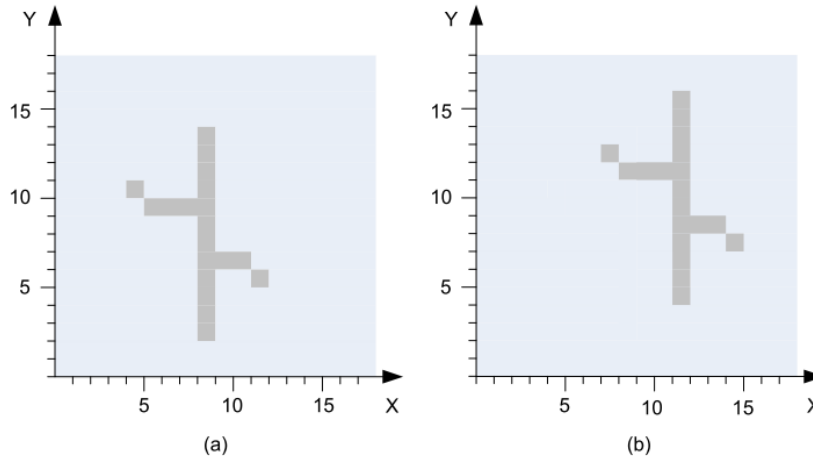


Figura 2.2: Imágenes capturadas antes y después del movimiento. Extraído de [4]

La desventaja principal de los sensores ópticos es el requerimiento de una línea de visión directa entre el sensor y la superficie a seguir. Además de contar con una superficie moderadamente reflectante, cualquier interferencia como vello, sudor, sombra o algún material de por medio puede distorsionar o suprimir la luz reflejada en la superficie y por ende, limitar al sensor [21]. Asimismo, el movimiento del especialista debe ser muy rígido al mantener el transductor perpendicular a la superficie a examinar en todo momento, ya que una iluminación inclinada distorsiona la imagen capturada por el sensor.

Si bien esta técnica de seguimiento presenta dificultades para seguir trayectorias en superficies con irregularidades y elevaciones como la piel, es adecuada para validar un sistema de seguimiento en dos dimensiones sobre una superficie plana implementándolo con un mouse óptico de computadora, siendo éste un dispositivo de fácil adquisición y de desempeño moderado.

### 2.3 MÉTODOS ESTEREOTÁCTICOS

La cirugía estereotáctica es una técnica sofisticada y precisa para la ubicación de un punto de interés quirúrgico relativo a una referencia externa. En la neurocirugía estereotáctica, la posición de un instrumento quirúrgico es monitoreada en un sistema de coordenadas definido respecto al cráneo por medio de marcadores o imágenes específicas [22].

Situándose en el campo de la ecografía ultrasónica, se han realizado investigaciones donde el sistema de seguimiento se basa en el seguimiento de LED's infrarrojos adheridos al transductor [23]. Un sistema de cámaras infrarrojas colocadas alrededor del paciente captura imágenes del transductor ultrasónico mientras se realiza el examen [23]. Al reconocer los LED's infrarrojos y comparar imágenes capturadas consecutivas, se calcula el desplazamiento del transductor en el tiempo y, al existir más de un sensor óptico en una orientación diferente, se puede obtener tres grados de libertad de seguimiento del objeto. Adicionalmente un arreglo de LED's como marcador posibilita el seguimiento rotacional del cuerpo. La figura 2.3 describe un sistema estereotáctico utilizando un dispositivo de seguimiento comercial (sistema Polaris), con el que localiza y monitorea los LEDs adheridos al transductor. Las imágenes ultrasónicas son utilizadas, en este caso, para registrar un volumen pre-operativo de resonancia magnética.

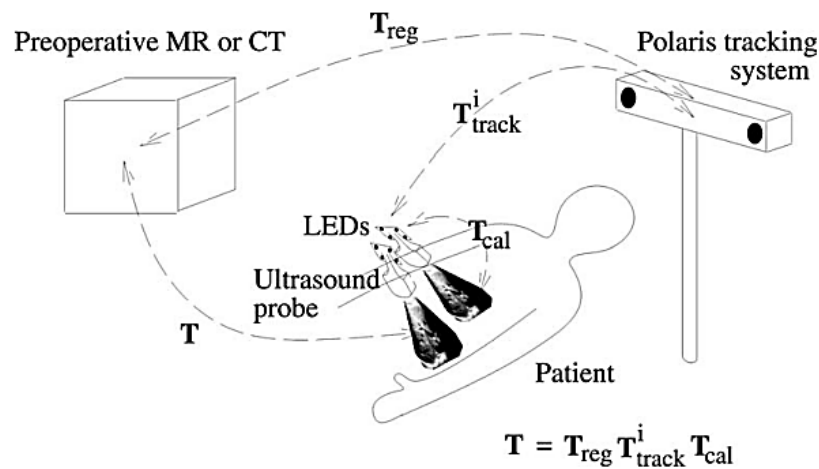


Figura 2.3: Sistema de seguimiento óptico estereotáctico. Extraído de [23]

A diferencia del sensor óptico en los mouse de computadora, las cámaras permanecen fijas discriminando en las imágenes el movimiento que se desea monitorear. El sistema se ocupa únicamente de ubicar en cada imagen el patrón de LED's y con ello comparar cuanto se han desplazado (y rotado) respecto a la siguiente imagen. De este modo, el método estereotáctico requiere, en comparación con los sensores ópticos CCD, un procesamiento de imagen mucho más exhaustivo y complejo para el reconocimiento de objetos y la triangulación de datos adquiridos por cada cámara.

## 2.4 SISTEMAS MAGNETICOS

Los sistemas magnéticos se basan en la medición del vector magnético local mediante un magnetómetro, dispositivo que mide un vector campo magnético o una intensidad escalar de campo [21]. Al igual que un acelerómetro, un magnetómetro presenta tres grados de libertad y en algunos casos, seis grados (i.e., tres ejes de traslación y tres de rotación). La ventaja de este sensor, a diferencia de los acelerómetros, es que la conversión a un valor de posición está sujeta únicamente a un valor de campo y no a mediciones previas, evitando un error acumulativo. Sin embargo, el uso de sistemas magnéticos requiere realizar cálculos adicionales para interpretar el comportamiento del campo magnético a lo largo de una trayectoria y convertirlos a valores de posición.

El principio de funcionamiento más común en los magnetómetros de circuitos integrados es el efecto Hall. Este efecto consiste en la generación de un voltaje en las superficies laterales de un conductor por el que circula cierta corriente y bajo la influencia de un campo magnético externo [24]. En la Figura 2.4 se puede observar este efecto sobre una placa conductora cuyos extremos están conectados a una fuente de voltaje. Por efecto de la fuerza de Lorentz, las cargas negativas se desplazan hacia un lado de la plancha, perpendicular al campo eléctrico y al campo magnético que genera dicha fuerza [24]. De acuerdo a la ley de Coulomb, las cargas positivas se moverán en dirección contraria generando una distribución de cargas opuestas en las caras superior (+Lead) e inferior (-Lead) de la plancha. Es así como se obtiene el voltaje Hall el cual es medido para determinar la intensidad de campo magnético.

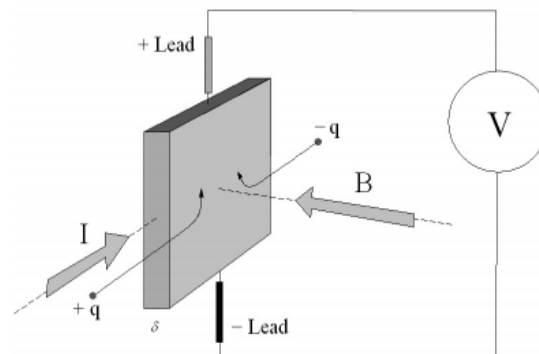


Figura 2.4. Efecto Hall sobre una placa conductora . Extraído de [24]

Los magnetómetros son muy usados en sistemas de seguimiento y navegación global al aplicarse en compases digitales [25]. En estas aplicaciones, la referencia es el campo magnético terrestre, cuya magnitud se encuentra en el orden de los nT. Estos sistemas de seguimiento pueden ser implementados en menor escala con una fuente campo de magnético portátil. De este modo, se puede determinar el desplazamiento del transductor midiendo la densidad de flujo magnético respecto a un campo de referencia (como por ejemplo el producido por un imán permanente). La Figura 2.5 muestra un esquema de la implementación de un sistema magnético sobre un transductor de ultrasonido.

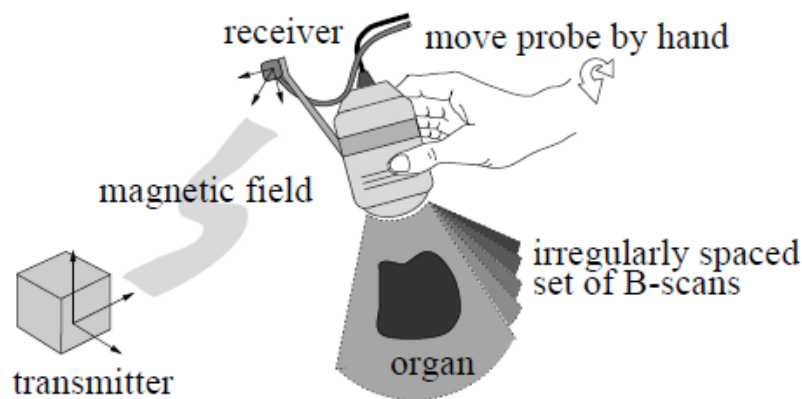


Figura 2.5. Esquema de la implementación de un magnetómetro. Extraído de [26]

La necesidad de contar con una referencia estática puede limitar una implementación completamente portátil de seguimiento magnético de transductor ultrasónico. Asimismo, la presencia de materiales ferromagnéticos en el ambiente de seguimiento desvían las líneas de campo magnético, alterando la lectura del magnetómetro y con ello el cálculo de la posición del cuerpo a seguir.

## 2.5 COMPARACIÓN DE TECNOLOGÍAS

Tabla 2.1. Comparación de tecnologías de seguimiento.

<b>Acelerómetro</b>	<b>Mouse Óptico</b>	<b>Sistema estereotáctico</b>	<b>Magnetómetro</b>
No requiere de referencia externa	No requiere de referencia externa	Requiere de marcadores de seguimiento	Requiere de referencia externa
No depende de la superficie examinada	Requiere de una línea visible entre el sensor y la superficie [21]	Requiere de una línea visible entre el sensor y el marcador [23]	No depende de la superficie examinada
Bajo costo y fácil implementación[21]	Implementación robusta y poco flexible	Implementación poco portátil por el número de cámaras a instalar	Implementación flexible pero poco portátil
Ofrece tres DOF <sup>(1)</sup>	Ofrece dos DOF	Ofrece tres DOF	Ofrece tres DOF
Acumulación de error al integrar dos veces la aceleración, no hay manera de sincronizarlo salvo con otro sensor [21]	Presenta inexactitudes en el seguimiento del escáner que pueden atenuarse añadiendo LEDs y lentes [6]	Necesidad de más de una línea de visión entre los sensores y el patrón de LEDs a seguir	Materiales ferromagnéticos generan interferencia en la comunicación [14, 15]
No utilizado para medición de posición a pequeña escala por su grado de imprecisión [20]	Utilizado en otros sistemas de seguimiento como en los mouse ópticos[4]	Utilizado en la neurocirugía y para seguimientos de alto grado de precisión[22]	Actualmente existen equipos comerciales orientados a procedimientos clínicos [13,14,15,16]
Precisión 12.7 mm [19]	Precisión 0.5 mm [4]	Precisión 0.25 mm [26]	Precisión 1.7 mm [14]

(1) DOF = Degrees of Freedom = Grados de libertad

Según el cuadro comparativo en la Tabla 2.1, el sistema estereotáctico presenta limitaciones de movimiento del operario al evitar obstruir la línea de visión entre las cámaras y el arreglo de LEDs anexo al transductor, ya sea por la manera de sostenerlo o en la posición en la que se encuentra parado. Adicionalmente el ambiente donde se realice la medición debe estar libre de perturbaciones ópticas que puedan atenuar la sensibilidad de las cámaras de seguimiento, perdiendo por momentos el patrón de LEDs. Por otro lado, las mediciones con imprecisiones mayores a 1 mm provistas por acelerómetros imposibilitan su empleo para realizar el seguimiento de un transductor a lo largo de trayectorias relativamente cortas.



Los sensores de mouse ópticos han sido implementados en equipos ultrasónicos 3D a mano alzada mostrando resultados de precisión aceptables, aunque con ciertas dificultades referidas a oclusiones ópticas, movimiento limitado del transductor y distorsión en las imágenes tomadas [4]. Sin embargo, es una tecnología que puede ser llevada a cabo por la disponibilidad de los componentes y la instalación del sistema, siendo ambos de bajo costo. Del mismo modo, si bien los sistemas magnéticos comerciales utilizan elementos de alta calidad cuyo precio es elevado, pueden ser sustituidos utilizando magnetómetros comerciales y usando imanes permanentes de remanencia elevada como remplazo de bajo costo de un electroimán.

Del análisis de tecnologías se concluye:

- Los acelerómetros son inadecuados para el seguimiento de un transductor por el gran error de desplazamiento que poseen. No se usará esta tecnología.
- El sistema óptico presenta ventajas en su implementación debido a la fácil adquisición de sus componentes e instalación sencilla. Adicionalmente, al tener una precisión y exactitud moderada, es un sistema adecuado para la validación bidimensional del desempeño del sistema de seguimiento a diseñar.
- El sistema estereotáctico es el método más preciso de los descritos, teniendo una incertidumbre por debajo de 1 mm [23]. Sin embargo, no se implementará por la demanda de equipos costosos que no puede solventar el presupuesto en infraestructura médica de provincias del Perú.
- El sistema de seguimiento magnético es un balance costo-beneficio entre tecnologías sencillas o de baja precisión como mouse ópticos o acelerómetros, y tecnologías sofisticadas como el método estereotáctico cuyo capital de implementación e inversión es elevado.
- El sistema magnético de bajo costo se implementará luego tanto para comprobar la realización y efectividad de éste para compararlo con los resultados del sistema óptico.

## 2.4 OBJETIVOS:

### 2.4.1 OBJETIVO GENERAL:

Diseñar e implementar una solución de bajo costo para la medición de movimientos de traslación (i.e. sistema magnético) y comparar su desempeño con una solución basada en un sistema óptico, ambas aplicadas al seguimiento de un transductor de ultrasonido.

### 2.4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS:

- Construir un sistema de medición de vector de campo magnético que pueda determinar variaciones de posición con una exactitud cercana a 1 mm considerando perturbaciones externas e internas al sistema.
- Implementar un algoritmo para estimar posiciones espaciales a partir de mediciones de campos magnéticos.
- Implementar un sistema óptico de medición de posición basado en un mouse de computadora.
- Evaluar y comparar el desempeño de los sistemas de estimación de posición construidos en función de su exactitud y precisión.

## CAPITULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA DE SEGUIMIENTO DE TRASLACIÓN

### 3.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO

El transmisor y receptor magnético deben estar separados a una distancia mayor a 15 cm para no perturbar el movimiento del transductor. El campo generado por el transmisor será percibido por el sensor a dicha distancia y en un rango de 20 cm.

La tarjeta del módulo de recepción de campo magnético ocupará un área no mayor a 5 cm x 3.5 cm para poder ser montado adecuadamente en el transductor L14-5/38, por lo que los componentes deben ser de empaque superficial y del menor tamaño posible. Del mismo modo, su alimentación la dará el computador por medio de un conector USB para evitar cableado adicional.

### 3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES

El diagrama de bloques del módulo, tal como se muestra en la Figura 3.1 cuenta con una parte de hardware para la lectura de valores de campo magnético y una parte de software dentro del computador donde se convierten a coordenadas de traslación y almacenan en una base de datos. Esto último se puede apreciar en la Figura 3.2

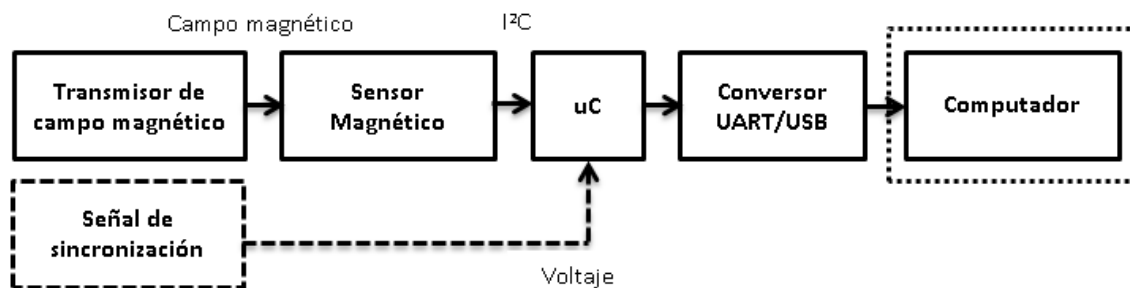


Figura 3.1: Diagrama de bloques de la parte de hardware

El sistema de seguimiento propuesto en la presente tesis toma como entrada una señal de sincronización enviada desde el equipo ultrasónico con el fin de que exista una correlación entre los valores de posición medidos y las imágenes bidimensionales tomadas. La adquisición de imágenes y el envío de esta señal son vistos en una tesis aparte. Del mismo modo, otros trabajos de tesis desarrollan la obtención de coordenadas

rotacionales, la interpolación de imágenes 2D a volúmenes 3D y la interfaz de visualización con la que operará el usuario.

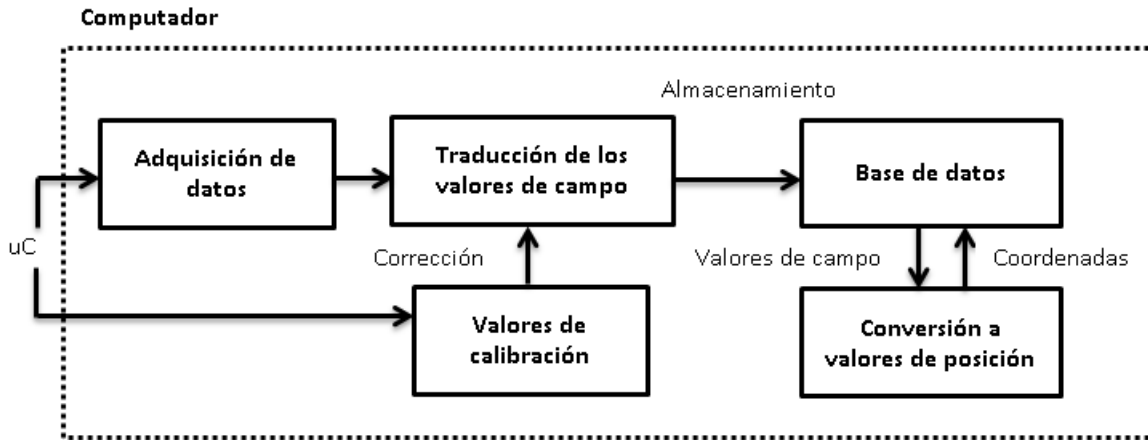


Figura 3.2: Diagrama de bloques de la parte de software

Para la implementación del sistema de seguimiento a base de sensores magnéticos se usará un transmisor que irradia líneas de campo magnético en el espacio. A medida que el especialista desplace el transductor, en el cual se ubica el sensor magnético, la densidad de flujo magnético disminuirá o aumentará como función de la distancia al transmisor, siendo estos valores capturados por el magnetómetro.

Para propósitos de calibración del sistema se registrará un valor de referencia medido por el sensor magnético sin la presencia del generador de campo para poder ser restado de las mediciones siguientes. Cada vez que se reciba un pulso de la señal de sincronización al micro-controlador se transferirán los valores de campo leídos a un módulo de conversión UART a USB. El módulo se encuentra conectado a un computador donde se realizará la reconstrucción de datos. Una interfaz de comunicación USB toma los valores del módulo y los almacena en una de base de datos.

Finalmente, los datos son cargados por un software, el cual realiza la conversión e interpolación de los valores de campo magnético a valores de posición por medio de un modelamiento matemático de propagación de campo magnético producido por el imán.

### 3.3 ELECCIÓN DEL SENSOR MAGNÉTICO

En la actualidad existen numerosos modelos de magnetómetros que se pueden elegir de diversos fabricantes. Como criterio de selección del magnetómetro se consideró la resolución, el rango máximo de campo magnético, la sensibilidad y el costo.

Los sensores magnéticos de la marca Honeywell y Freescale tienen un bajo rango de medición debido a que su aplicación está orientada a compases digitales, por lo que el campo magnético requerido no supera los 10 Oe que corresponde a 1mT. Por otro lado, existen magnetómetros de marcas como Melexis o Austriamicrosystems cuya función es medir la posición de un imán en un campo determinado, lo cual sería ideal para el presente trabajo de tesis. El problema radica en que su aplicación se encuentra a distancias muy pequeñas, de 6 mm aproximadamente entre el imán y el sensor. Esto limitaría severamente el movimiento del transductor durante el examen ecográfico. En la Tabla 3.1 se realiza una comparación de cinco magnetómetros, el AS5410 de Austriamicrosystems, el MLX90363 de Melexis, el HMC5843 y HMC5883L de la marca Honeywell y el MAG3110 de Freescale [27].

Tabla 3.1: Cuadro comparativo de sensores magnéticos

Código	AS5410	MLX90363	HMC5843	HMC5883L	MAG3110
Voltaje entrada	3.0, 3.6 V	3.3, 5 V	2.5, 3.3 V	2.16, 3.6V	1.95, 3.6V
Corriente entrada	15mA	15.5mA	900uA	100 uA	900uA
Protocolo	SPI	SPI	I <sup>2</sup> C	I <sup>2</sup> C	I <sup>2</sup> C
Sensibilidad	-	-	7 mG	4.35 mG	1 mG
Resolución	14 bits	14 bits	12 bits	12 bits	12 bits
Campo Máximo <sup>(1)</sup>	+/- 200 mT	+/- 700 mT	+/- 1T	-	+/- 0.1T
Frecuencia	1000 Hz	1000 Hz	50 Hz	160 Hz	80 Hz
Precio (\$)	3.75	4.99	2.99	3.37	1.49
Dist. Típica <sup>(2)</sup>	50 mm	6 mm	Geomagnético	Geomagnético	Geomagnético
Rango Bx, By	1500 G	500 G	4 G	8 G	10 G
Rango Bz	1200 G	750 G	4 G	8 G	10 G

(1) Hace referencia a la máxima densidad de flujo magnético permisible por el sensor sin dañarlo

(2) Distancia típica entre el sensor y el imán. Los sensores geomagnéticos no requieren de una distancia fija.

Del cuadro comparativo se puede apreciar que si bien el AS5410 y el MLX90363 poseen amplio rango de medición (i.e., 1500 Gauss) están sujetos a trabajar a distancias considerablemente cortas respecto al imán de referencia. Los sensores restantes miden, en contraparte, campos magnéticos de baja intensidad, de modo que no requieren estar muy cerca del imán. Dentro de estos tres sensores el MAG3110 posee mejor sensibilidad y rango de medición que los otros, así como un menor precio. La frecuencia de muestreo de 80 Hz es suficiente para poder ser sincronizado con el ecógrafo, siendo la frecuencia de éste de 22 Hz en condiciones normales [13]. Es por eso que se optará por usar el MAG3110 como sensor de campo magnético.

### 3.4 ELECCIÓN DEL TRANSMISOR DE CAMPO MAGNÉTICO

El transmisor de campo magnético puede ser construido por diferentes métodos o principios, cada uno con ventajas y desventajas. Los transmisores tienen funciones de densidad de flujo magnético a una determinada distancia los cuales dependen de su geometría y propiedades magnéticas. Para el caso del presente proyecto el sensor magnético se deberá encontrar en un rango de 20 cm a 40 cm del transmisor, como se especificó al inicio del Capítulo 2. En la Figura 3.3 se muestran las diferentes opciones de construcción.

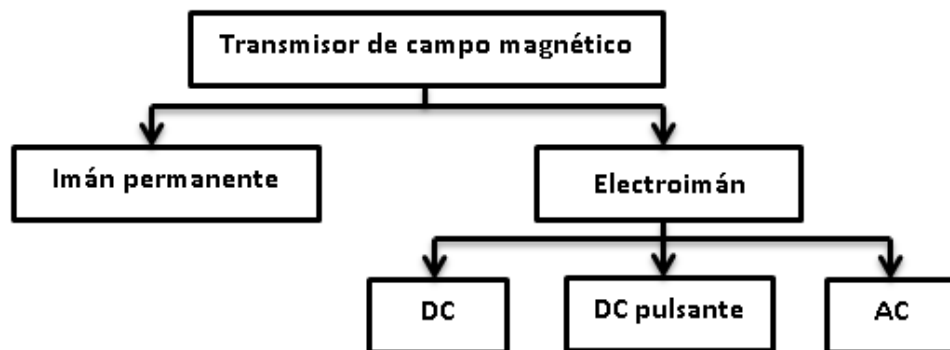


Figura 3.3: Métodos de generación de campos magnéticos

Los imanes permanentes se fabrican con materiales ferromagnéticos de alto grado de histéresis magnética, de modo que al ser sometidos a un campo magnético mantienen un magnetismo remanente luego de ser retirado el campo. En contraparte los electroimanes sólo generan campo magnético al circular una corriente en un bobinado de un núcleo de ferrita. La corriente circulante puede ser alterna (AC), continua (DC) o continua por pulsos

(con periodos de circuito encendido y apagado). Esta última brinda muchas facilidades en cuanto a energía y rendimiento, debido a que no requiere de un consumo excesivo de corriente. Las investigaciones realizadas por R. Rohling [13] demostraron que los sistemas de seguimiento magnético con campo de referencia AC (Fastrack, Polhemus Incorporated) son menos precisos y con mayor incertidumbre ante los sistemas DC (Flock of Birds, Ascension Technology). Esto se debe a las corrientes de Eddy generadas ante una variación continua de la corriente alterna, las cuales no se presentan en corrientes constantes [28].

La desventaja de estos transmisores, tanto DC como AC, radica en la necesidad de utilizar elementos sofisticados para minimizar las dispersiones de campo por efecto térmico al circular altas intensidades de corriente por el conductor. En estos casos se utilizan materiales superconductores con enfriadores de precios poco asequibles para el presente proyecto. Por esta razón, se optará por usar un imán permanente, al no requerir de circuitería y control adicional.

Para la elección del imán se evaluaron campos simulados por calculadoras virtuales en sitios web de fabricantes de imanes y se compararon con los máximos valores de campo medidos en sensor magnéticos (10 Gauss) [29,30]. Se comprobó que los imanes de geometría rectangular propagan el campo magnético con mayor intensidad que las cilíndricas [29,30]. Dentro de los imanes disponibles en el mercado se escogió un imán cuyo campo magnético en el eje de magnetización sea cercano a 10 Gauss a 15 cm del imán. Para el presente proyecto se usará un imán de neodimio de K&J Magnetics de nivel N42, remanencia 13200 Gauss y dimensiones de 2" x 1" x 0.5". Ver Figura 3.4

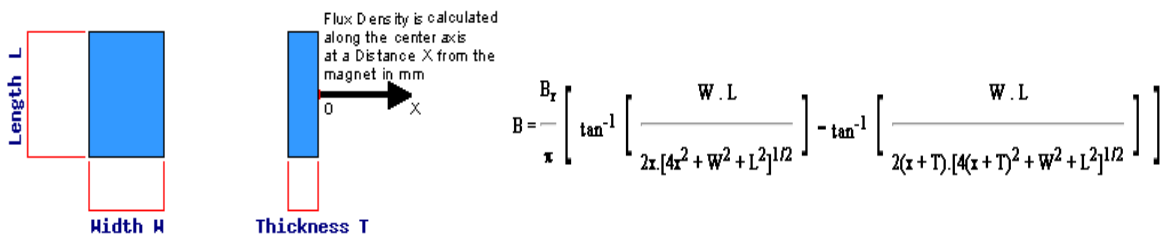


Figura 3.4: Modelo matemático respecto al eje de magnetización. Extraído de [29,30]

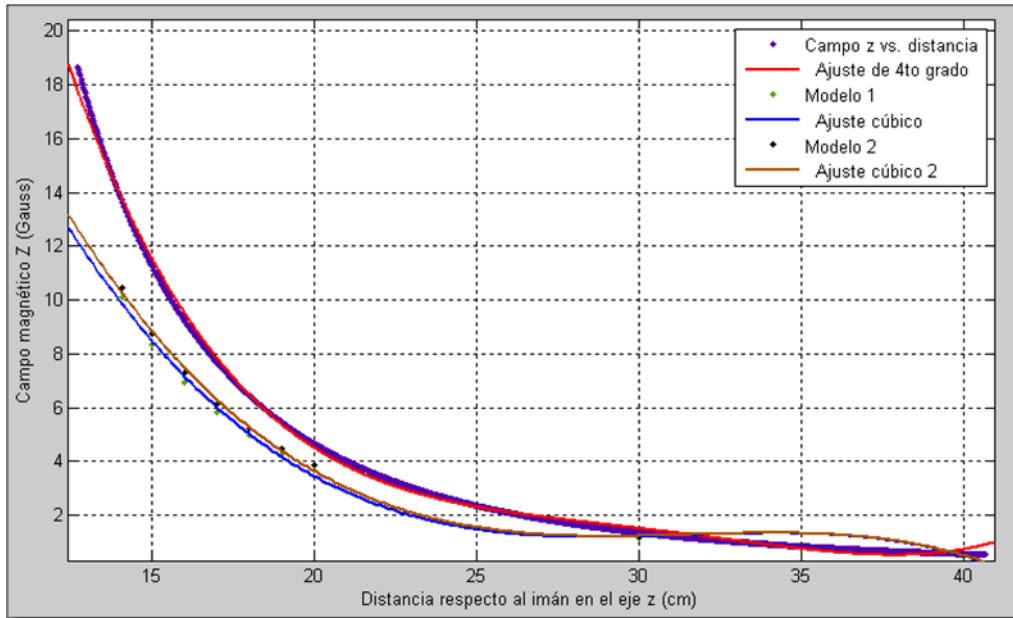


Figura 3.5: Campo magnético en el eje de magnetización vs distancia del imán elegido.

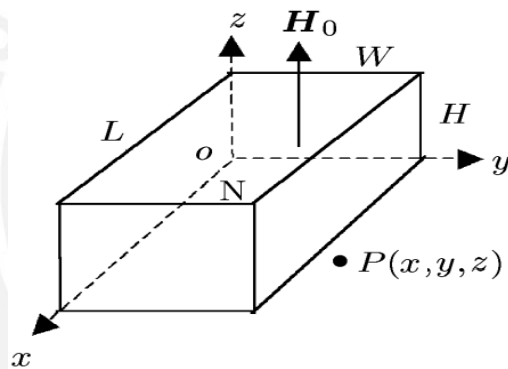
### 3.5 MODELAMIENTO MATEMÁTICO DEL TRANSMISOR DE CAMPO MAGNÉTICO

El modelo matemático del imán permanente nos permite conocer el campo magnético existente en los componentes  $B_x$ ,  $B_y$  y  $B_z$  en un punto  $(x, y, z)$  del espacio. La densidad de flujo resultante será la suma de estos tres componentes. La intensidad del campo depende del vector de magnetización del imán, sus dimensiones y la distancia a la que se encuentra el punto de prueba.

Las investigaciones sobre el modelamiento de transmisores magnéticos son variadas. Muchos de estos modelamientos se basan en campos magnéticos generados por solenoides al circular corriente alterna o directa [31,32]. Sin embargo, la propagación del campo producido por solenoides difiere al de un imán permanente y considera componentes de campo máximo y mínimo inducido para el punto de medición [33]. Otras investigaciones consideran una componente del campo para simplificar las gráficas de éste en un plano bidimensional, presentando únicamente ecuaciones para los ejes X e Y [34]. Algunos trabajos realizados con imanes permanentes no realizan modelamientos matemáticos claros, presentando sólo resultados y conclusiones sobre los experimentos conducidos [35]. Por último, existen modelos donde la fuente es tomada como una masa puntual, siendo ésta por lo general el campo geomagnético [36].



En el presente estudio, las dimensiones del imán elegido no pueden ser despreciadas al encontrarse en el orden de los centímetros y, al ser un imán permanente, no podría ser modelado como un solenoide con una corriente AC o DC circulante. Por otro lado, los tres vectores de campo magnético en el punto de medición son cruciales para el presente sistema de seguimiento, de modo que no puede despreciarse ninguno de ellos. Es por esta razón que se utilizará un modelamiento que considere las dimensiones de un imán permanente y calcule los vectores de campo magnético  $B_x$ ,  $B_y$  y  $B_z$  para cualquier punto en el espacio [37]. En este trabajo se empleó el modelo presentado por Yang et al. En [37], el cual detalla el modelo teórico que describe el campo magnético vectorial en tres dimensiones producido por un imán permanente de sección transversal rectangular. Las ecuaciones que gobiernan las componentes  $B_x$ ,  $B_y$  y  $B_z$  del campo magnético del imán permanente son



$$B_x = -\frac{\mu_0}{2} [F(L-x, y, z) + F(L-x, W-y, z) - F(x, y, z) - F(x, W-y, z)] H_0 \quad (1)$$

$$B_y = -\frac{\mu_0}{2} [F(W-y, x, z) + F(W-y, L-x, z) - F(y, x, z) - F(y, L-x, z)] H_0 \quad (2)$$

$$B_z = -\frac{\mu_0}{2} [\phi(y, L-x, z) + \phi(W-y, L-x, z) + \phi(x, W-y, z) + \phi(L-x, W-y, z) + \phi(W-y, x, z) + \phi(y, x, z) + \phi(L-x, y, z) + \phi(x, y, z)] H_0 \quad (3)$$

donde

- El valor evaluado en las ecuaciones (1),(2) y (3) es  $\bar{z}$ , ubicado en las funciones  $F(x, y, z)$  y  $\phi(x, y, z)$ .  $\bar{z}$  es evaluado en los puntos H y 0 en dichas ecuaciones.

- $L = 5.08$ ,  $W = 2.54$ ,  $H = 1.27$  son el largo, ancho y la altura del imán en cm respectivamente
- $k = 13200 / (4\pi)$  es la remanencia de campo magnético del imán (en Gauss)
- $(x, y, z)$  es el punto de prueba respecto al origen de coordenadas ubicado en uno de los vértices del imán.  $\Gamma(x, y, z)$  y  $\Phi(x, y, z)$  son funciones dadas por

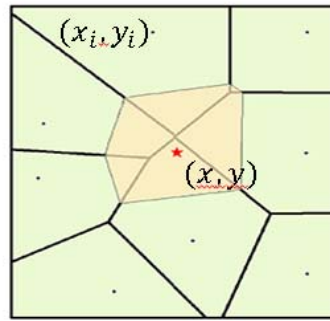
$$\Gamma(x, y, z) = \frac{\ln \sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0)^2} - y}{\ln \sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0)^2} + y} \quad (4)$$

$$\Phi(x, y, z) = \begin{cases} \arctan \left[ \frac{x}{y} \frac{z - z_0}{\sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0)^2}} \right], & y \neq 0 \\ 0, & y = 0 \end{cases} \quad (5)$$

Figura 3.6: Sistema de coordenadas del modelamiento matemático de un imán rectangular. Extraída de [37]

Con el modelamiento descrito se pueden hallar los valores de campo magnético para un punto en el espacio. Sin embargo, dado que las variables de salida son las coordenadas del punto teniendo como entrada los valores de campo, el modelamiento debe ser invertido, lo cual requiere de un procesamiento exhaustivo y uso de gran cantidad de recursos por la complejidad de sus ecuaciones. Por este motivo, se hallarán un conjunto de valores de campo de acuerdo a un muestreo de puntos en un espacio determinado y se almacenarán en una matriz, para luego ser ubicados con los valores enviados por el sensor por interpolación de vecinos naturales

La interpolación de vecinos naturales es una técnica de interpolación espacial donde se estima el valor de la función  $f(x,y)$  en base a una sumatoria ponderada de puntos cercanos con valores de función  $f(x_i, y_i)$  conocidos. En un espacio bidimensional, los coeficientes de ponderación se calculan de acuerdo a las áreas de las intersecciones de los polígonos de Thiessen entre el punto de interpolación y los adyacentes conocidos, tal como se muestra en la Figura 3.7. Estos polígonos se generan trazando mediatrices de los segmentos de unión entre cada punto.



$$F(x, y) = \sum_{i=1}^n w_i * f(x_i, y_i)$$

Donde  $w_i$  es el valor normalizado proporcional a la sección del área sombreada (verde) correspondiente al punto  $(x_i, y_i)$

Figura 3.7: Interpolación de vecinos naturales. Polígonos de Thiessen sobre un punto de interpolación (derecha) y la estimación del valor de la función  $F(x, y)$  (izquierda). Extraído de [38].

### 3.6 ELECCIÓN DEL MICRO-CONTROLADOR

Dado que el micro-controlador sólo se encargará de recibir datos del magnetómetro y enviarlos al computador sin ningún tipo de procesamiento, no requiere de un número elevado de registros ni de un tamaño de palabra mayor a 8 bits. Del mismo modo, no requiere de muchos puertos de entrada y salida, salvo para la interrupción del ecógrafo, los puertos de comunicación con el magnetómetro y el conversor de UART a USB. La señal de sincronización trabaja por debajo de los 100 Hz, por lo que el micro-controlador puede trabajar con un reloj de 1 MHz o menos.

Para el presente trabajo de tesis el micro-controlador trabajará en conjunto con un giroscopio MEMS por protocolo SPI para la obtención de orientación [39], de modo que los módulos de comunicación I<sup>2</sup>C y SPI deben estar en puertos separados. Asimismo, al trabajar dicho sensor de orientación a una frecuencia cercana a 7 MHz, el micro-controlador elegido deberá operar con un cristal de la frecuencia requerida.

Tabla 3.2: Cuadro comparativo de micro-controladores

Micro-controlador	ATMEGA8	ATTINY85	ATMEGA88	PIC18F221	PIC184220
<b>Voltaje</b>	2.7-5.5V	2.7-5.5V	2.7-5.5V	2.0-5.5V	2.0-5.5V
<b>Frec. máx</b>	8 MHz	10 MHz	10 MHz	40 MHz	25 MHz
<b>SPI (Pines)<sup>(1)</sup></b>	14, 15, 16, 17	11,12,14	14,15,16,17	11,12,13	24,30,42,43
<b>I2C(Pines)<sup>(1)</sup></b>	27, 28	11,14	27,28	11, 12	37,42
<b>Memoria flash</b>	8K	2/4/8K	4/8/16K	4K	4K

(1) Indican las salidas del micro-controlador que cada protocolo de comunicación utiliza, en caso de que existan pines en común sólo se podrá utilizar uno de estos protocolos.

De la tabla 3.2 se observa que tanto el ATMEGA8 como el ATMEGA88 de ATMEL presentan, a diferencia de los micro-controladores de MICROCHIP y el ATTINY, módulos de comunicación I<sup>2</sup>C y SPI en puertos separados para el uso en conjunto con un sensor de orientación. El no cumplir con este requerimiento implicaría una configuración repetitiva de cada módulo para cada muestra tomada, volviendo ineficiente al sistema de recepción. Debido a la facilidad de uso, disponibilidad en el mercado y experiencia en proyectos previos se utilizó el micro-controlador ATMEGA8. El empaque usado será superficial (i.e., TQFP) para optimizar el espacio utilizado y obtener una tarjeta de recepción del menor tamaño posible.

### 3.7 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I<sup>2</sup>C

El protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C está orientado a aplicaciones en microcontroladores, teniendo una capacidad de hasta 128 dispositivos interconectados. La ventaja respecto a otros sistemas es que requiere únicamente de dos líneas de transmisión bidireccional serial: una señal de reloj (SCL) y una de datos (SDA), así como resistencias pull-up conectadas a cada línea. Los dispositivos cuentan con una dirección I<sup>2</sup>C de 7 bits, por la cual se solicita la recepción o transmisión de datos desde el dispositivo maestro [39].

#### TRANSMISIÓN Y RECEPCIÓN DE DATOS

**Escritura:** El maestro envía una condición START, llevando la línea SDA a LOW mientras la señal del reloj se mantiene en HIGH. Seguidamente se envía la dirección I<sup>2</sup>C de 7 bits del esclavo al que quiere acceder, empezando con el bit más significativo (MSB)

especificando la escritura con el bit menos significativo (LSB), teniendo un registro de 8 bits (SLA+W). El esclavo que se identifica con dicha dirección envía una condición de reconocimiento (ACK) realizando el mismo proceso que la condición START. El maestro prosigue transmitiendo dos parámetros: la dirección del registro del esclavo al que se quiere acceder y la data que se escribirá sobre él. A cada envío le corresponde una condición de reconocimiento del esclavo para validar que efectivamente se recibió el byte. Finalmente el maestro lleva la línea SDA de LOW a HIGH mientras el reloj esta en HIGH para terminar con la comunicación (condición STOP), de este modo el bus queda libre para otra transferencia. [40]



Figura 3.8: Secuencia de escritura en protocolo I2C

**Lectura:** El procedimiento de lectura es muy similar al explicado anteriormente. Luego de reconocer la dirección I<sup>2</sup>C (SLA+W) por parte del esclavo el maestro envía la dirección del registro. Una vez reconocido, envía una condición de START repetida, indicando el inicio de la lectura. Para ello envía la dirección I<sup>2</sup>C del esclavo seguido del bit de lectura (SLA+R). En este caso el maestro envía la condición de reconocimiento una vez haya recibido satisfactoriamente la data solicitada, seguido de la condición de STOP para terminar la comunicación [40].

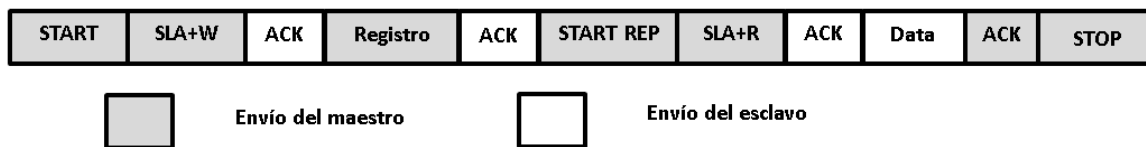


Figura 3.9: Secuencia de lectura en protocolo I2C

### 3.8 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN USART Y USB

El protocolo USART es muy usado por los microcontroladores al usar comunicación full dúplex con líneas de transmisión y recepción separadas. Sin embargo, los computadores actuales cuentan con puertos USB para dispositivos externos en su mayoría, de modo

que es necesaria una conversión de estos dos protocolos por medio de un módulo de comunicación. Para el presente trabajo de tesis se usó el conversor FT232R.

### 3.9 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PSEUDOCÓDIGO DEL MICROCONTROLADOR

En la Figura 3.10 se muestra la lógica del micro-controlador para la adquisición de datos del sensor magnético. Luego de inicializar los puertos y configuración I<sup>2</sup>C se calibra el sistema enviando 50 valores de campo magnético sin la presencia del transmisor de campo, de modo que se mida el nivel de ruido promedio en el ambiente, para luego ser compensado. Es necesario que el operario ubique adecuadamente el transductor antes de realizar el examen. Por este motivo el micro-controlador trabaja con un botón que debe mantenerse presionado durante la toma.

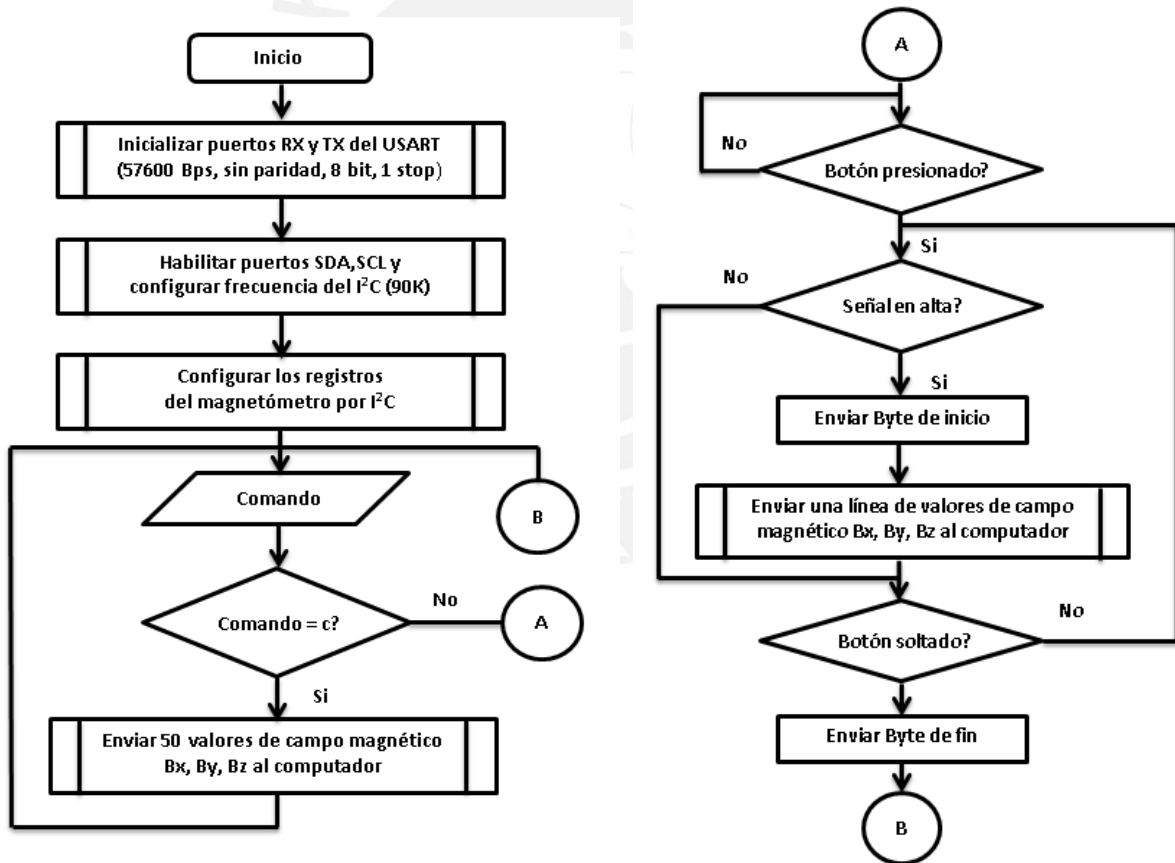


Figura 3.10: Secuencia de lectura en protocolo I<sup>2</sup>C

### 3.10 DIAGRAMA ESQUEMÁTICO

La Figura 3.11.1 y 3.11.2 muestra el diagrama esquemático del módulo de seguimiento de traslación. El sistema cuenta con un bloque de adaptación de la señal de sincronización externa proveniente del ecógrafo (lado izquierdo), el sensor de campo magnético MAG3110 (lado derecho), un micro-controlador ATMEGA8, un regulador de voltaje a 3.3V LM317 (lado superior), un conector ISP para programación del micro-controlador con el dispositivo AVRISP mkII y el convertor de protocolo UART a USB (FT232R). Los componentes adicionales para el FT2323R y MAG3110 fueron implementado según las hojas de datos del fabricante.

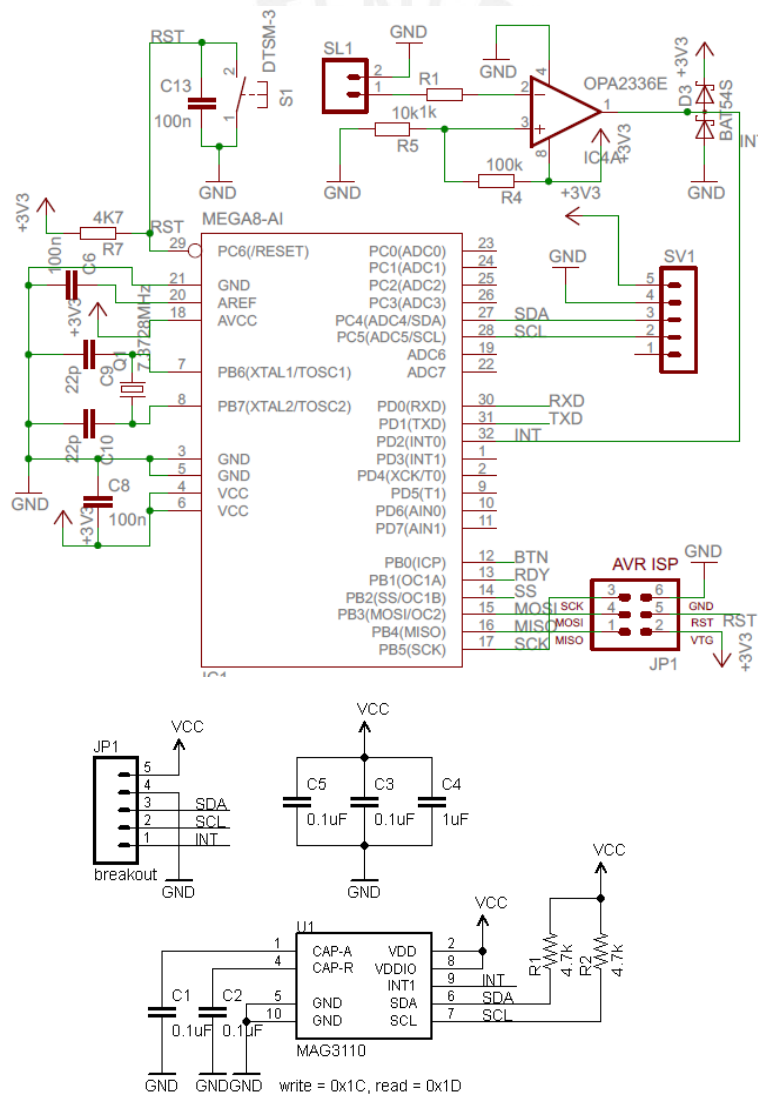


Figura 3.11.1: Diagrama esquemático del módulo de seguimiento de traslación

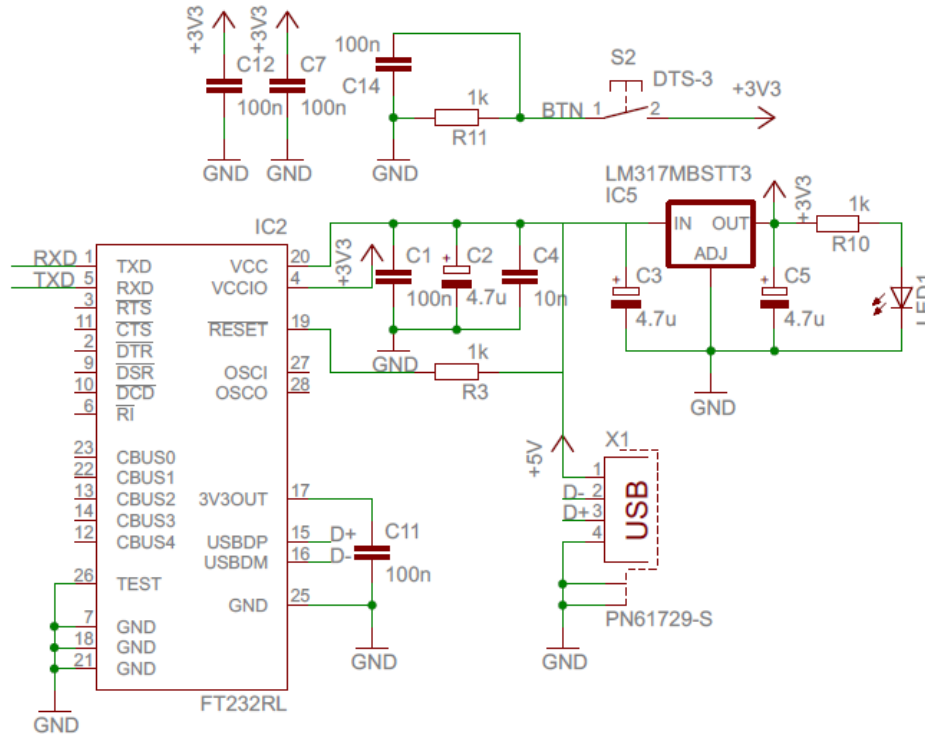


Figura 3.11.2: Diagrama esquemático del módulo de seguimiento de traslación

### 3.11 DIAGRAMA DE FLUJO DEL SOFTWARE DE ADQUISICIÓN DE DATOS

El software de aplicación de datos fue implementado en Java por la facilidad de poder ser ejecutado en cualquier plataforma de cualquier dispositivo sin importar la arquitectura que posea. La interfaz diseñada cuenta con tres botones: Calibración, Inicio y Conversión. En la Figura 3.12 se muestran los diagramas de flujo de los botones de Calibración (lado izquierdo) e Inicio (lado derecho). El botón de calibración realiza un promedio de 50 valores de campo  $B_x$ ,  $B_y$  y  $B_z$  en el sensor sobre un punto en el espacio sin la presencia del imán, de modo que se desprece el campo geomagnético y campos producidos por equipos electrónicos adyacentes una vez que se tomen los valores con el botón iniciar. Este último envía una señal de inicio al micro-controlador y recibe los valores de campo leídos a un periodo determinado por una frecuencia de sincronización, los traduce a Gauss y los almacena en una base de datos de MySQL.



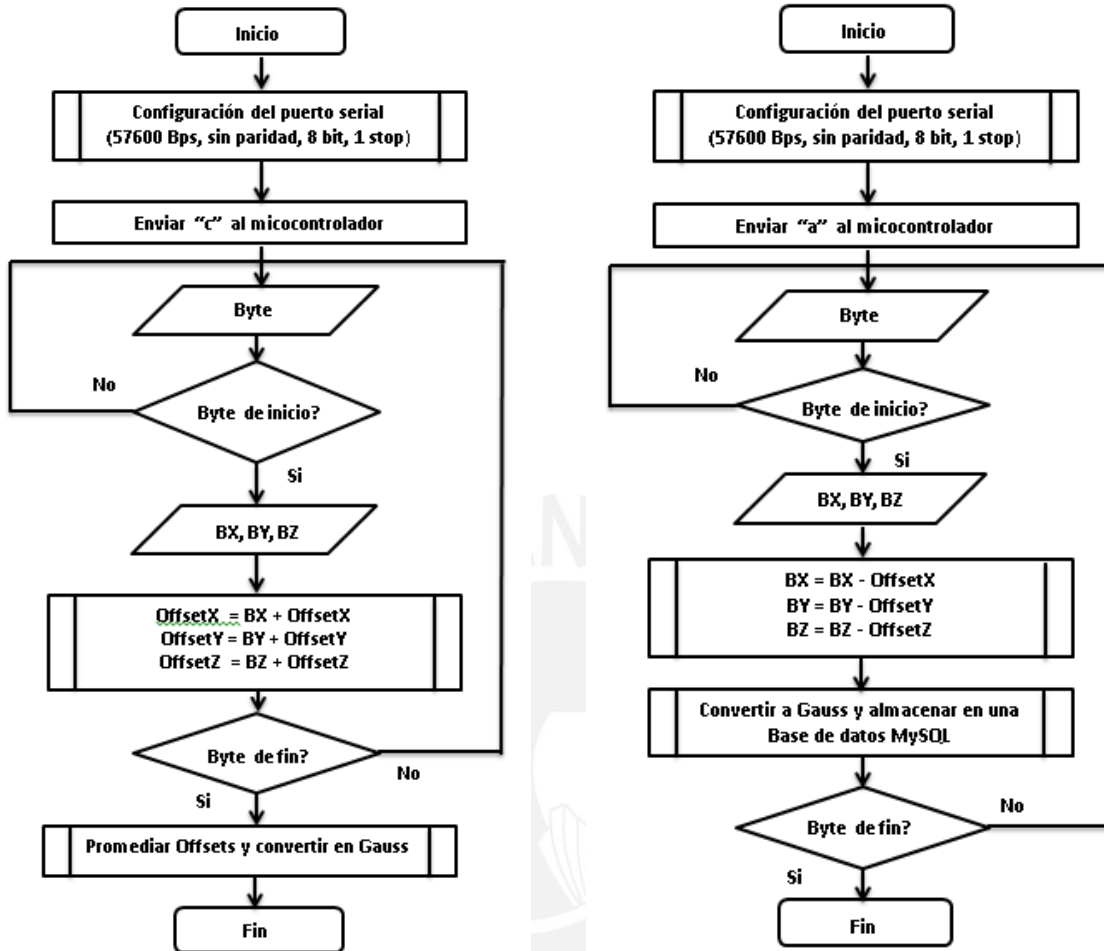


Figura 3.12: Diagrama de flujo del botón de calibración (izquierda) e inicio (derecha)

Una vez almacenados todos los valores de campo magnético, el botón Conversión ejecuta un programa compilado en Matlab donde se leen dichos datos y se convierten a coordenadas de traslación usando interpolación de vecinos naturales. Dicha interpolación toma como puntos de referencia una matriz pre-generada por el modelamiento matemático evaluado en un conjunto de puntos finitos del espacio. La Figura 3.13 ilustra un ejemplo de esta conversión.

Generación de la matriz: X,Y,Z [1:n] -> Bx, By, Bz[1:n]

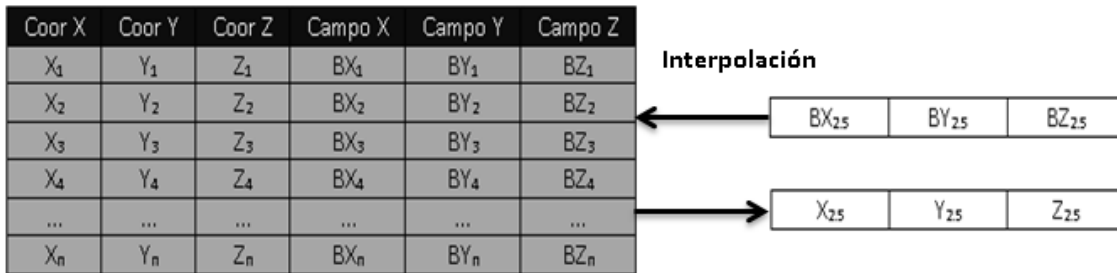
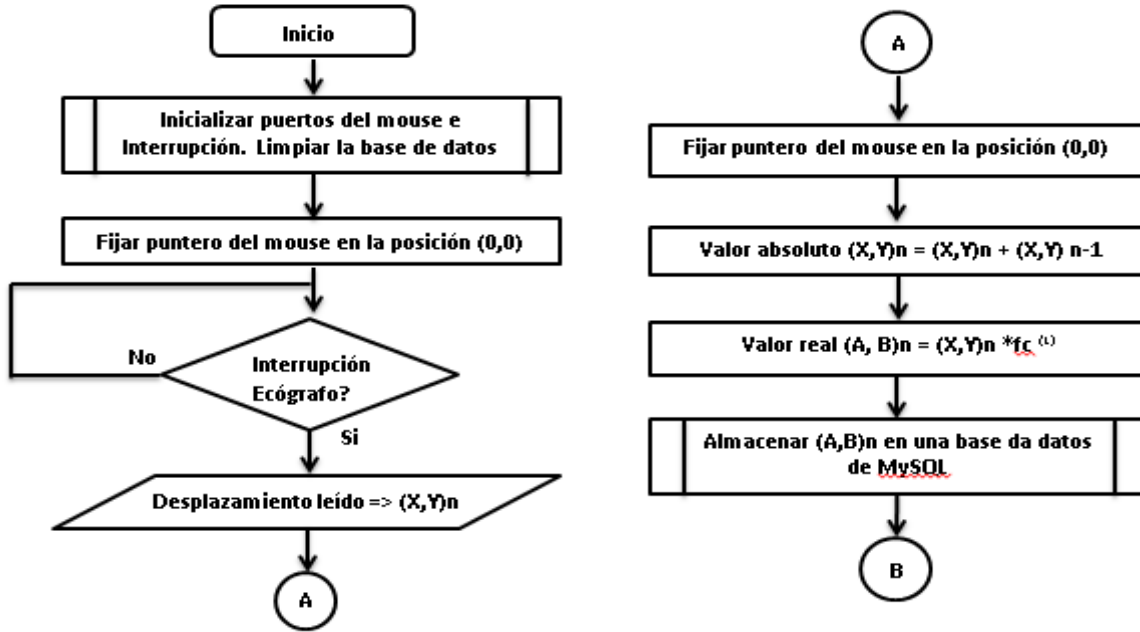


Figura 3.13: Obtención de las coordenadas de traslación por interpolación con el botón de conversión

### 3.12 IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE SEGUIMIENTO ÓPTICO

Como se mencionó en la sección 2.5 (Comparación de Tecnologías), se implementó un sistema de seguimiento adicional basado en principios ópticos para comparar el desempeño del sistema magnético con éste. Para ello se contó con un mouse óptico de computadora y un software de adquisición de datos, implementado en VB (Visual Basic). La elección de dicho lenguaje de programación se debió a la disponibilidad de librerías y drivers que posibilitaban la lectura de datos sin procesar del mouse.

El mouse óptico mide los desplazamientos en X e Y en un periodo determinado a una frecuencia establecida durante el examen. Estos desplazamientos son integrados luego para cada instante discreto de tiempo, donde para un instante  $t=n$  la posición real se calcula sumando las desviaciones acumuladas desde  $t=0$  a  $t=n$ . Ver Figura 3.14



(1) Factor de conversión de pixeles a milímetros

Figura 3.14: Diagrama de flujo de la adquisición de coordenadas X,Y del mouse óptico

Una vez calculada la posición real del mouse para cada instante de tiempo respecto al estado inicial  $(X_0, Y_0)$ , estos valores de posición, expresados en pixeles, son llevados a milímetros mediante un factor de conversión, el cual depende del CPI (counts per inch) del mouse y la sensibilidad del sistema operativo Windows. Con el objetivo de evitar pérdida de lecturas en el seguimiento de una figura se desactivaron por software las curvas de aceleración, que incrementaban el desplazamiento leído en función a la velocidad de movimiento, y se trabajó con la mínima sensibilidad del sistema operativo para no omitir ningún pixel leído en el movimiento del mouse. Dado que el CPI no era proporcionado por el fabricante dicho factor fue calculado a base de ensayos con papel milimetrado trabajando con diferentes sensibilidades e interpolando los valores con los hallados por mouse con CPI conocidos. Finalmente, para el presente sistema óptico se trabajó con un factor de conversión de 0.8483 mm/pixeles a una sensibilidad de 1/11.

### 3.13 CORRECCIÓN DE ESCALAMIENTO Y VALIDACIÓN

En el sistema de seguimiento de traslación presentado se debe comprobar que las coordenadas calculadas a partir de los valores de campo magnético indiquen, con la mayor exactitud posible, la posición real del sensor. Factores como el margen de error de las dimensiones del imán y su remanencia magnética influyen en el cálculo de coordenadas espaciales que, al ser erróneas deben ser compensadas mediante la inclusión de coeficientes de escalamiento.

Con el objetivo de validar el sistema magnético desarrollado se construirá una maqueta libre de materiales ferromagnéticos utilizando triplay y aluminio (Figura 3.15), donde se instalará el sistema de seguimiento y se evaluará su desempeño moviéndose en un espacio bidimensional. Adicionalmente, la maqueta cuenta con un brazo donde se sujetará un mouse óptico, evaluando el desempeño del sistema magnético al comparar trayectorias descritas en el movimiento sobre la maqueta. Se realizaron dos procesos con la maqueta diseñada: ensayos para compensar el margen de error del imán y pruebas de comparación de desempeño con el sistema óptico.

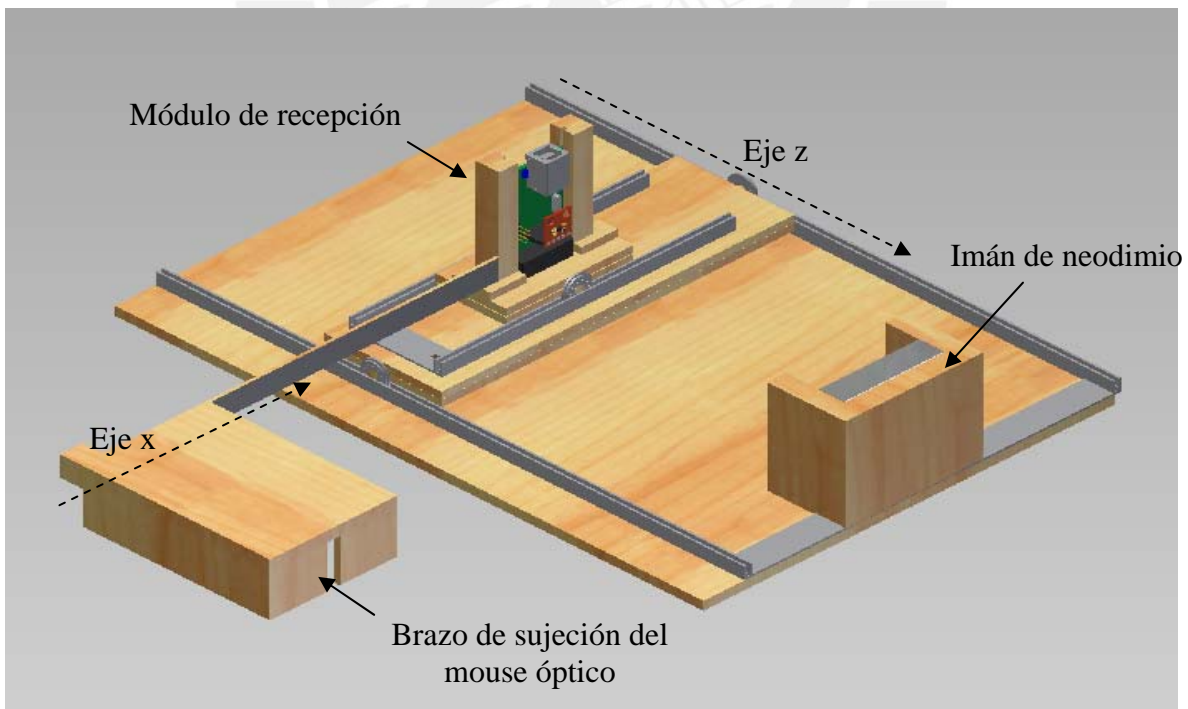


Figura 3.15: Maqueta de corrección y evaluación del sistema magnético

### 3.13.1 COMPENSACIÓN DEL MARGEN DE ERROR DEL IMÁN

Debido a que la remanencia real del imán de neodimio difiere levemente con la remanencia brindada por el fabricante (i.e., 13200 G) y los componentes electrónicos del módulo de recepción alteran las líneas de campo, el sensor magnético leyó, para un punto determinado, campos magnéticos de valores diferentes a los asumidos según el modelamiento matemático descrito en la sección 3.5. Por ello, se realizaron ensayos para calcular un factor de escalamiento ( $fe$ ) para ser introducido en las ecuaciones de cálculo de campos magnéticos y corregir dicho problema. El método para dicho cálculo para el eje Z se presenta en la Figura 3.16.

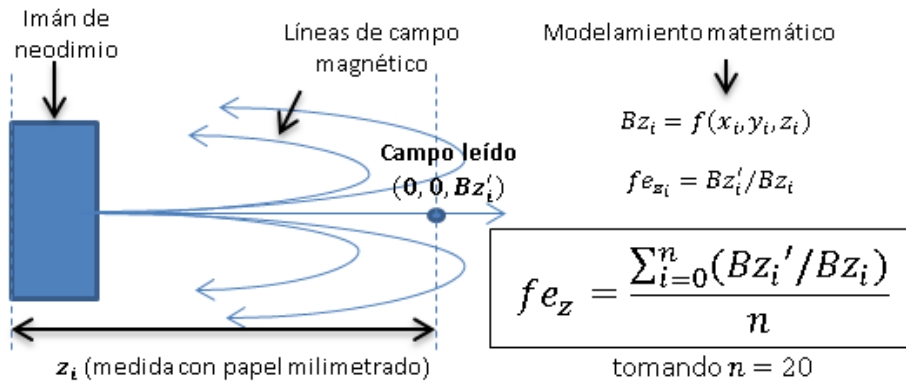


Figura 3.16: Cálculo del factor de escalamiento en el eje z

El sistema registrará valores de campo magnético desplazándose en el eje de magnetización (eje Z) y se medirá la posición en la que se encuentra en una serie de puntos con un papel milimetrado, para luego ser comparados con las coordenadas halladas en el modelamiento matemático. Para comprobar que efectivamente el dispositivo se encuentra sobre ese eje se ubicará el módulo de recepción en la línea que se proyecta sobre el centro del imán, siendo la lectura en los campos  $B_x$  y  $B_y$  cercana a 0. En caso contrario dicha lectura estaría indicando un desplazamiento del centro del imán.

### 3.13.2 COMPARACIÓN DE DESEMPEÑO CON EL SISTEMA ÓPTICO

Las mediciones de posición obtenidas con el sistema magnético se compararon con las obtenidas con un sistema óptico basado en mouse en cuanto a su precisión y exactitud. Para ello se trazaron patrones de prueba de dimensiones conocidas sobre un papel milimetrado y se desplazó el mouse sujeto en el brazo de la maqueta tal como se muestra en la Figura 3.15, analizando el error producido por ambos sistemas al trazar las trayectorias en MATLAB.



## CAPITULO 4: ENSAYOS Y RESULTADOS

Los resultados obtenidos sobre el desempeño del sistema magnético se realizaron con equipos controlados a motores y la maqueta diseñada en el Capítulo 3. Los errores de medición varían en cada eje de acuerdo al procedimiento mencionado.

### 4.1 ANALISIS DE PERTURBACIONES PRODUCIDAS POR MATERIALES FERROMAGNETICOS

El laboratorio CETAM de la Pontificia Universidad Católica del Perú cuenta con un robot manipulador SCORA ER14 con la capacidad de controlar los movimientos rotacionales y de traslaciones que éste realiza. La mesa de coordenadas JIGXYZ es un dispositivo del SCORA ideal para desplazamientos por medio de actuadores en los ejes X y Z, razón por la cual se utilizó para realizar ensayos con el sistema magnético. En la Figura 4.2 se observan los resultados obtenidos al desplazar el módulo de recepción a lo largo del eje Z, manteniendo fijos los ejes X e Y, tal como se muestra en la Figura 4.1.



Figura 4.1: Instalación del sistema magnético en la mesa de coordenadas JIGXYZ del SCORA ER14

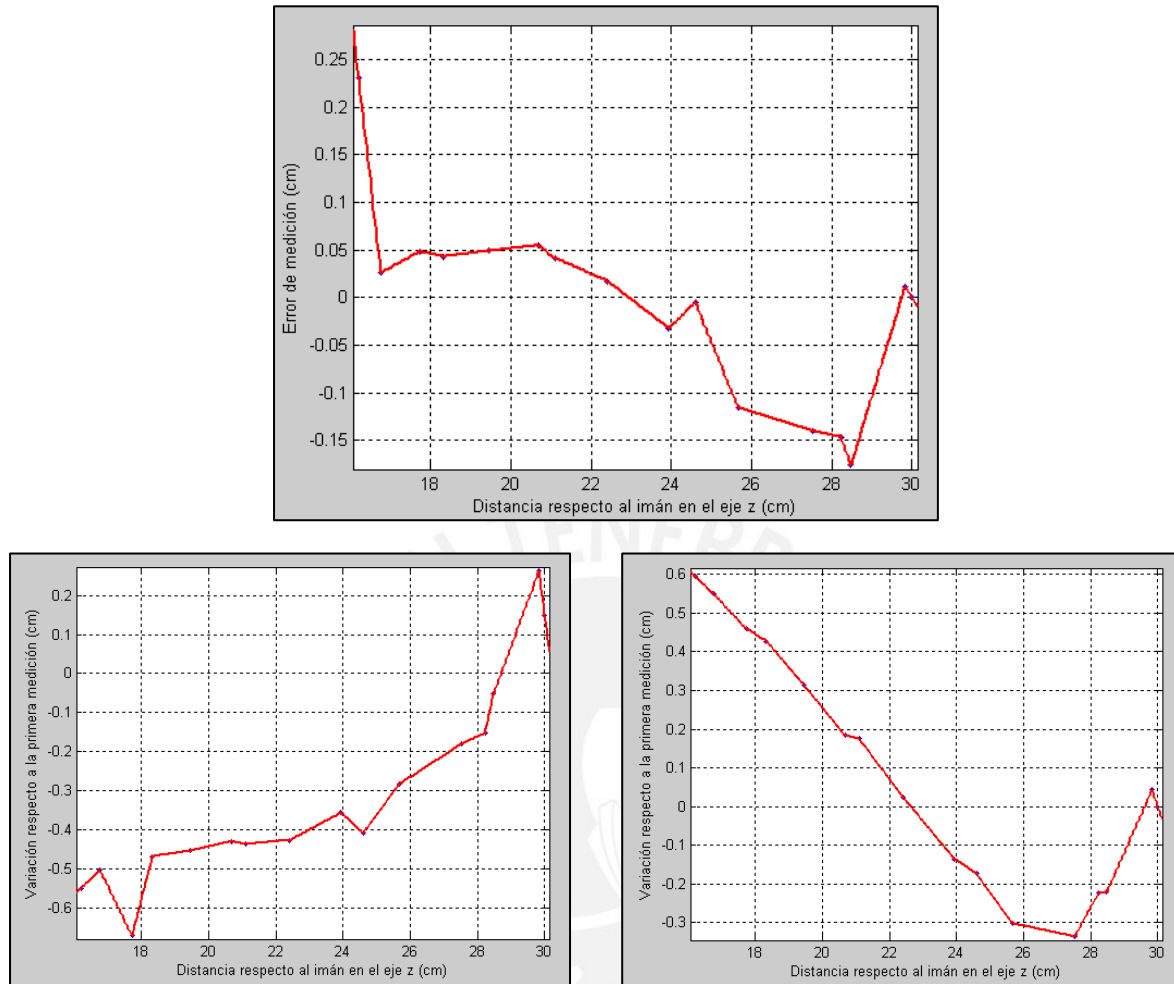


Figura 4.2: Error en el eje Z del módulo JIGXYZ (arriba). Errores de posición en el eje X (izquierda) e Y (derecha) a medida que se realizaba el ensayo del eje Z

De acuerdo a las gráficas obtenidas se puede observar que si bien en el eje Z se tiene una variación de error moderada (4 mm pico a pico), en el eje X e Y se presentaron variaciones de error de magnitudes cercanos o mayores (8 mm en X y 9 mm en Y). Esto se debe a que los elementos ferromagnéticos existentes en la mesa de trabajo y en el JIGXYZ desvían las líneas de campo magnético, obteniendo lecturas no deseadas en los ejes X e Y, donde el error de medición debió ser mínimo o en todo caso constante.

#### 4.2 FACTOR DE ESCALAMIENTO

El factor de escalamiento (véase la sección 3.12.1) hallado en los ensayos con la maqueta diseñada fue de 0.9690 en el eje Z, obteniendo una reducción de error promedio



de 2.19 mm a -0.15 mm. Se realizaron pasos de 0.5 cm a lo largo del eje z con ayuda de papel milimetrado.

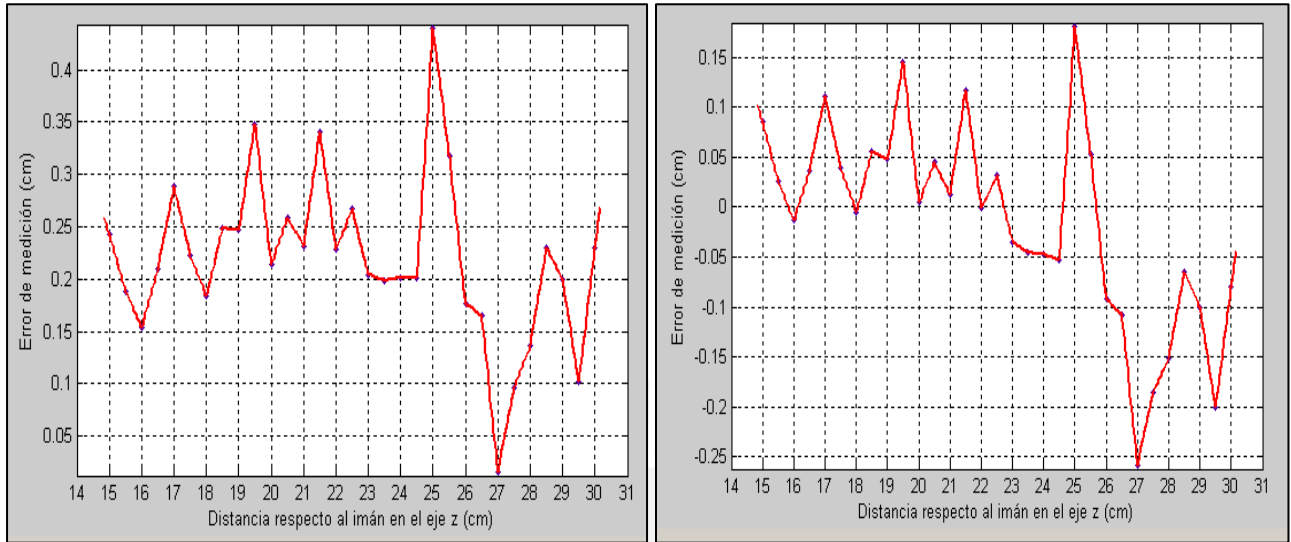


Figura 4.3: Error en z, sin factor de escalamiento (izquierda) y con el factor de escalamiento (derecha)

Del mismo modo en la Figura 4.4 se halló un factor de escalamiento para el eje X (1.0811) con una mejora de error promedio de 0.63 mm a -0.36 mm. Para los tres ejes, la inclusión del factor de escalamiento produjo una disminución significativa en el error de posición.

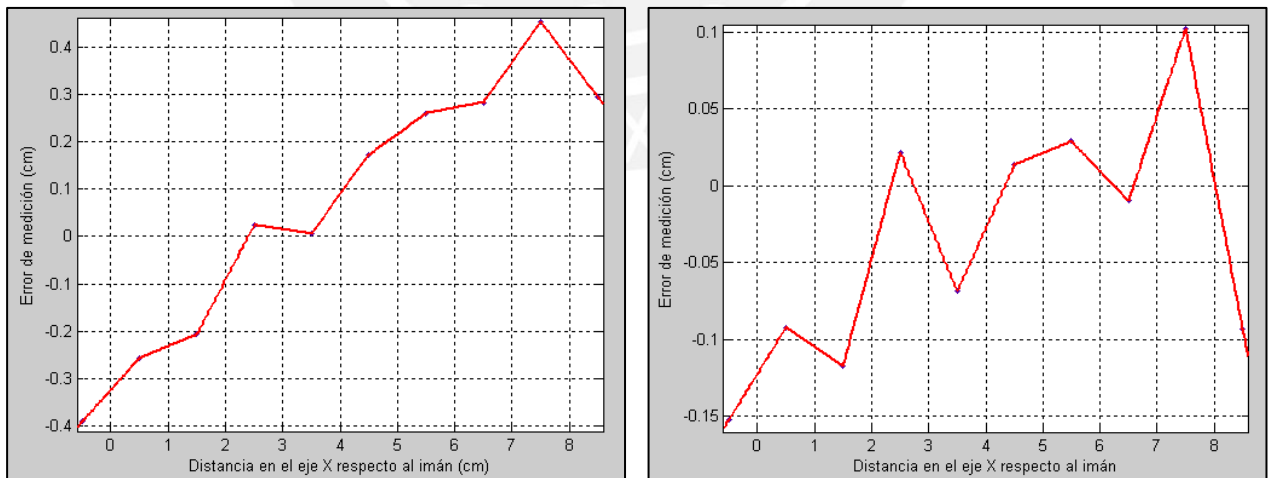


Figura 4.4: Error inicial en el eje x, sin factor de escalamiento (izquierda) y con factor de escalamiento (derecha)

### 4.3 VARIACIÓN DEL CAMPO MEDIDO

El sistema magnético se calibra tomando un promedio de 50 valores de campo medidos sobre un punto en el espacio y restándole de los valores de medición siguientes. De esta manera se eliminan las componentes vectoriales  $B_x$ ,  $B_y$  y  $B_z$  del ambiente donde se trabaja (i.e., sin la presencia del imán). Sin embargo se comprobó que existe variaciones de campo en  $B_x$ ,  $B_y$  y  $B_z$  que oscilan entre  $\pm 12$  mG en los ejes X e Y, y entre  $\pm 25$  mG en el eje Z aun cuando se mantenga fija la posición del módulo de recepción. En la Figura 4.5 se aprecian las gráficas respectivas de densidad en los ejes X, Y y Z con 1000 valores tomados.

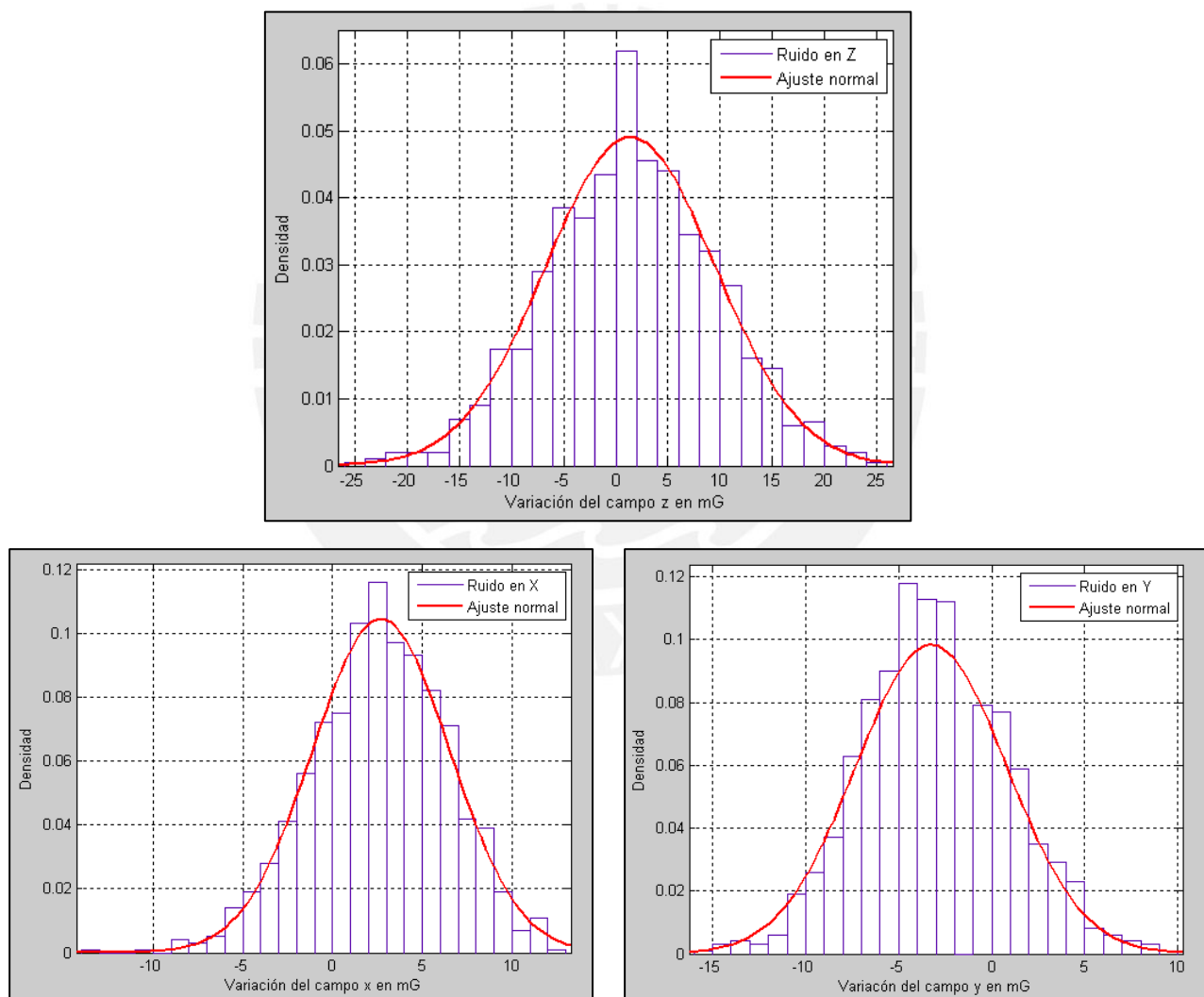


Figura 4.5: Variación del campo medido en el eje X (izquierda), el eje Y (derecha) y el eje Z (arriba) manteniendo fijo el sensor sobre un punto en el espacio

Dado que el ruido permanece constante en todos los puntos del espacio, estas variaciones de campo magnético afectan en mayor medida a distancias lejanas del imán donde la magnitud de los campos magnéticos está más cerca al ruido presente, tal como se puede comprobar en la figura 4.6, donde las lecturas de campo se traslapan con el ruido, convirtiendo erróneamente las coordenadas de traslación. Para este ensayo se colocó el sensor en dos puntos fijos, uno lejano y uno cercano al imán, realizando un muestreo de 100 valores, que fueron traducidos a coordenadas de traslación y presentados en una distribución normal de éstas.

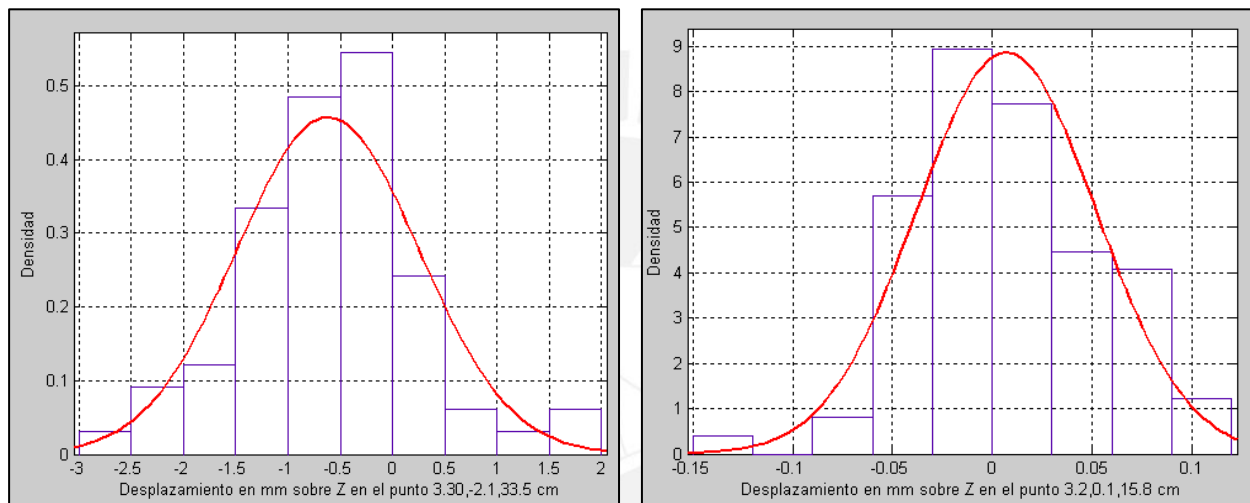


Figura 4.6: Error en el eje Z sobre un punto lejano (335 mm) y uno cercano (158 mm)

Se evaluaron alrededor de 29 puntos sobre el plano XY en la maqueta de prueba a fin de observar el incremento del error producido por el ruido del ambiente a medida que se aleja el sensor del imán. Se tomaron 200 muestras para cada punto analizado, abarcando un área total de 170 mm x 60 mm. Tomando el sector donde existe mayor densidad de puntos alrededor del valor medio (aproximadamente 68% de la distribución), el error de incertidumbre encontrado varía en rangos desde -0.05 mm a 0.056 mm en zonas cercanas hasta -1.75 mm a 0.5 mm en zonas lejanas, encontrándose estas últimas en el límite del área de experimentación. Las Figuras 4.7 y 4.8 muestra este error de incertidumbre en X y en Y respectivamente en toda el área de experimentación.

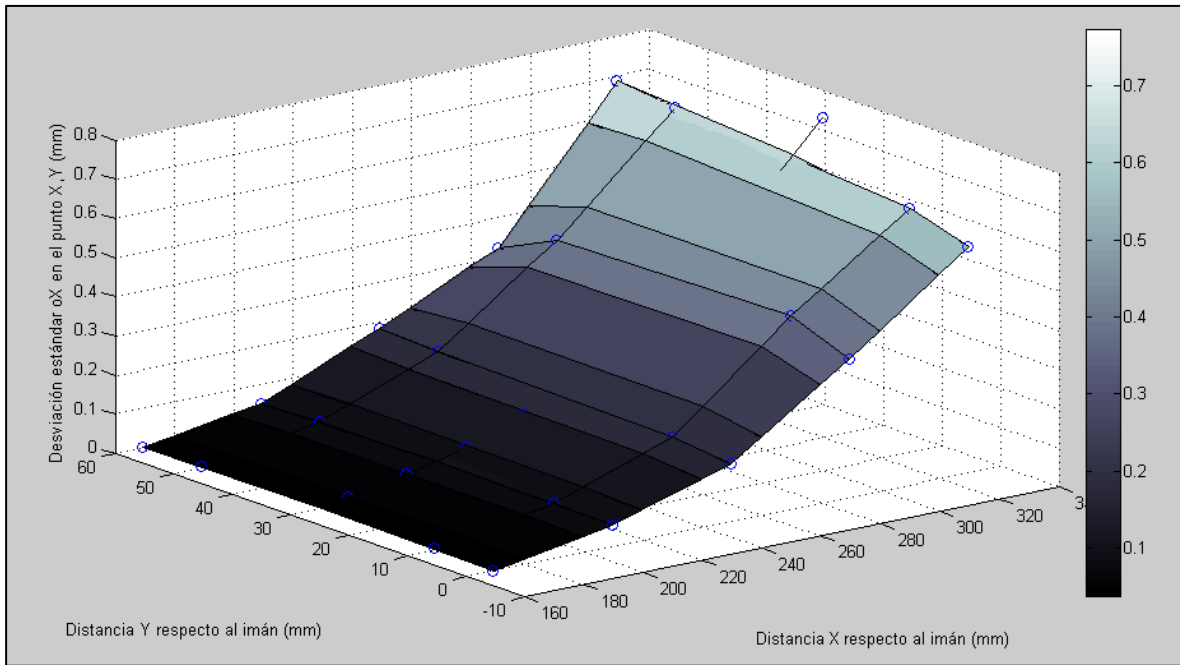


Figura 4.7: Desviación estándar  $\sigma_X$  en función a los puntos evaluados

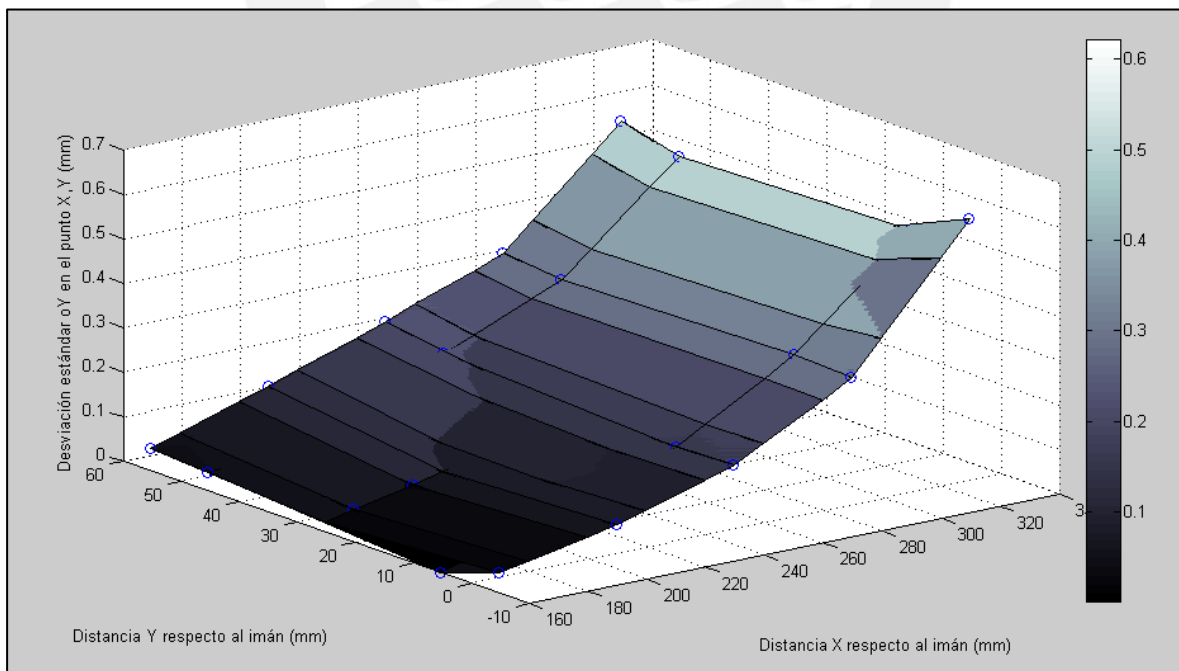


Figura 4.8: Desviación estándar  $\sigma_Y$  en función a los puntos evaluados

#### 4.4 COMPARACIÓN DE DESEMPEÑO CON EL SISTEMA ÓPTICO

Se evaluaron patrones dibujados en el papel milimetrado sobre los cuales tanto el mouse como el módulo de recepción siguieron su trayectoria. El ensayo se hizo con la maqueta mostrada en la Figura 4.9.



Figura 4.9: Instalación del sistema óptico y magnético en la maqueta de prueba

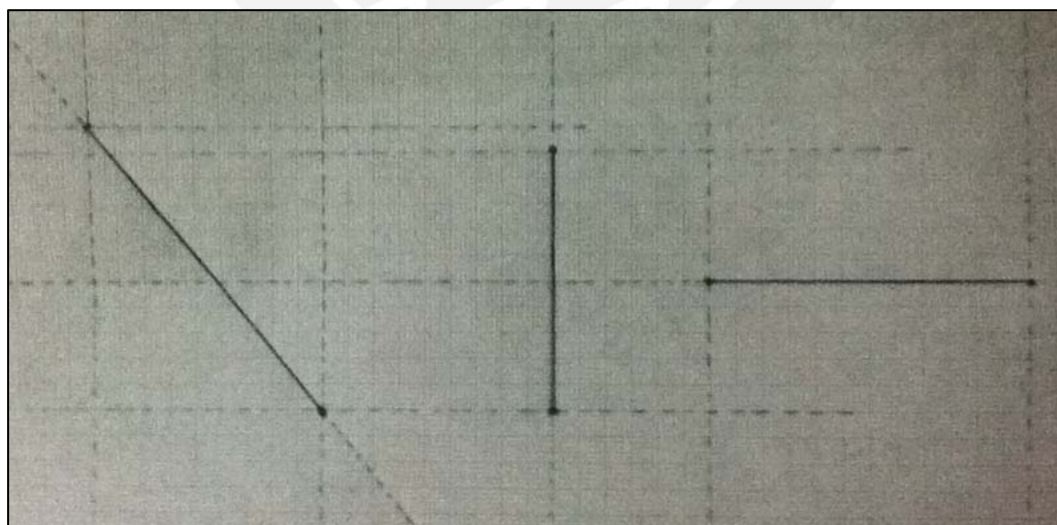


Figura 4.10: Patrones de evaluación. Línea oblicua (4.5 cm x 5.5 cm), vertical (5 cm), horizontal (5 cm)

Se desplazó el sensor óptico y magnético siguiendo patrones de dimensiones conocidas presentados en la Figura 4.10. Las lecturas obtenidas de ambos sensores y su variación respecto a la trayectoria ideal para las tres líneas se muestran en las Figuras 4.11 - 4.13. Las tablas 4.1 – 4.4 muestran los errores en cada ensayo y el error promedio encontrado.

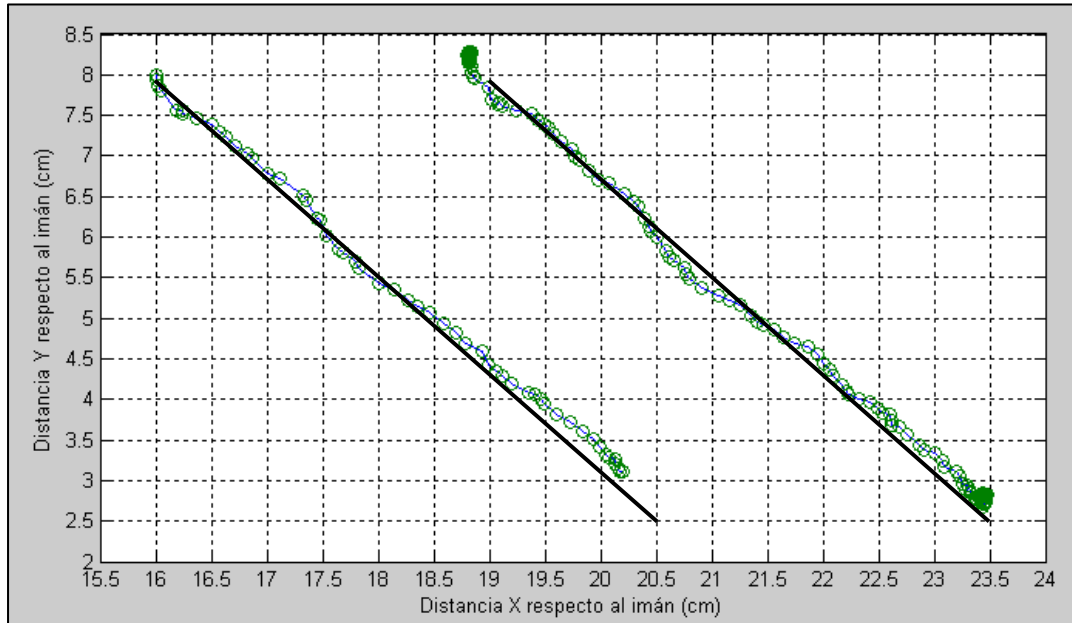


Figura 4.11: Seguimiento de una línea oblicua. Recorrido del mouse (izquierda), recorrido del magnetómetro (derecha), trayectoria ideal (línea continua)

Tabla 4.1: Error promedio y desviación estándar. Ensayo de línea oblicua (mm)

Ensayo	Magnetómetro				Mouse			
	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$
1	0.902	1.709	0.698	1.533	-5.345	5.677	1.439	3.881
2	-0.168	0.146	3.564	3.160	-1.777	5.370	2.442	2.177
3	-0.442	0.464	5.196	2.760	0.161	4.544	5.520	2.916
4	0.741	0.764	1.246	3.318	5.580	-3.740	8.803	7.141
5	0.591	-0.776	2.263	1.811	-1.406	2.318	0.898	1.220
Prom.	0.325	0.461	2.594	2.516	-0.558	2.833	3.820	3.467

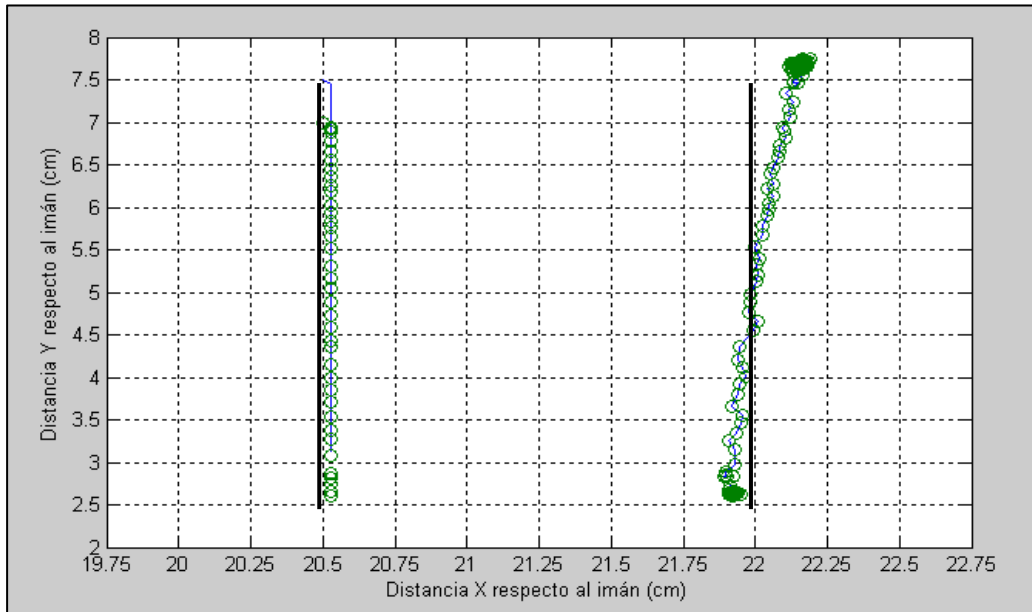


Figura 4.12: Seguimiento de una línea vertical. Recorrido del mouse (izquierda), recorrido del magnetómetro (derecha), trayectoria ideal (línea continua)

Tabla 4.2: Error promedio y desviación estándar. Ensayo de línea vertical (mm)

Ensayo	Magnetómetro				Mouse			
	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$
1	0.676	1.287	1.209	2.696	0.000	2.048	0.000	1.385
2	0.556	1.699	0.798	2.290	0.283	4.514	0.108	1.432
3	0.104	0.645	0.797	2.304	0.257	4.674	0.043	1.518
4	0.266	2.609	0.827	2.623	0.515	2.607	0.087	2.986
5	0.401	3.978	0.850	2.886	0.243	4.532	0.097	1.633
Prom.	0.401	2.043	0.896	2.560	0.260	3.675	0.067	1.791

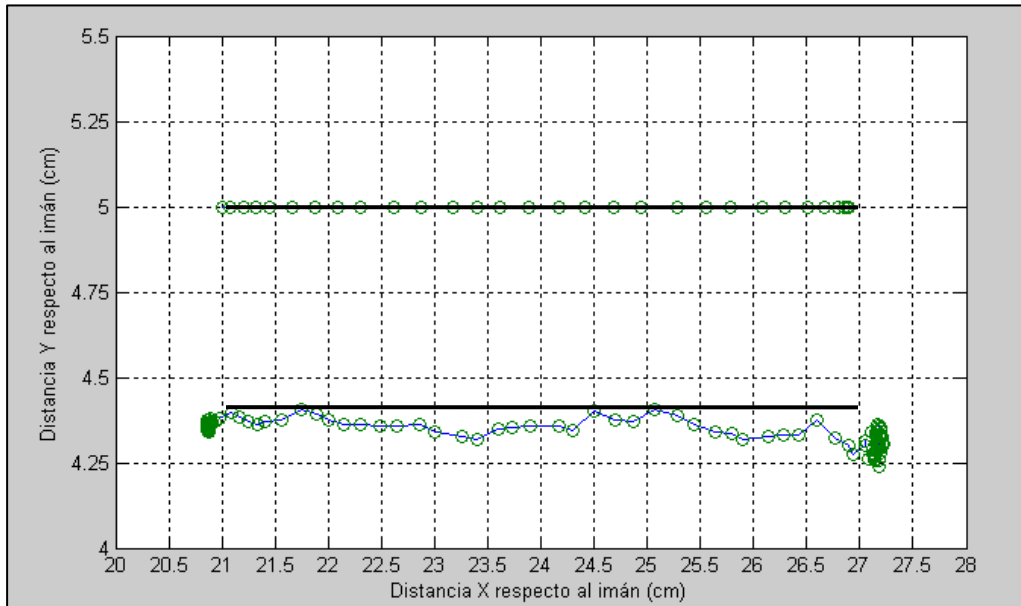


Figura 4.13: Seguimiento de una línea horizontal. Recorrido del mouse (arriba), recorrido del magnetómetro (abajo), trayectoria ideal (línea continua)

Tabla 4.3: Error promedio y desviación estándar. Ensayo de línea horizontal ( mm)

Ensayo	Magnetómetro				Mouse			
	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$
1	-0.771	-0.476	3.528	0.332	0.445	0.000	3.118	0.000
2	3.817	-1.708	3.893	0.460	7.467	0.000	5.076	0.000
3	0.255	-1.544	2.237	0.579	0.289	0.148	4.248	0.134
4	2.811	-2.266	1.888	0.638	3.149	-0.180	2.632	0.126
5	4.148	-2.247	2.913	0.544	1.206	0.000	3.023	0.000
Prom.	2.052	-1.648	2.892	0.511	2.511	-0.006	3.619	0.052

Asimismo se realizaron seguimientos sobre figuras de dimensiones conocidas, como se muestra en la Figuras 4.14 – 4.19, evaluando el error promedio y la desviación estándar obtenidos con ambos sistemas (i.e., magnético y óptico)





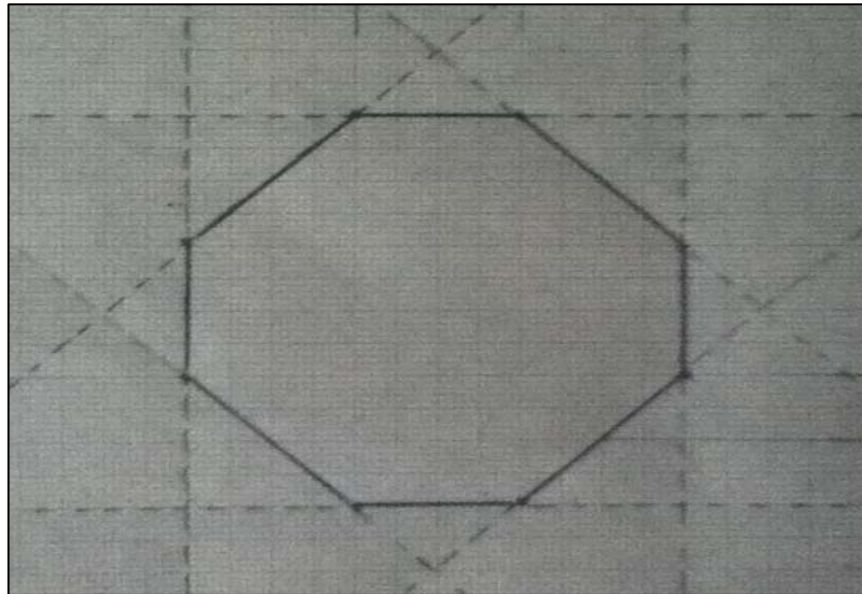


Figura 4.16: Figuras de evaluación: segunda figura

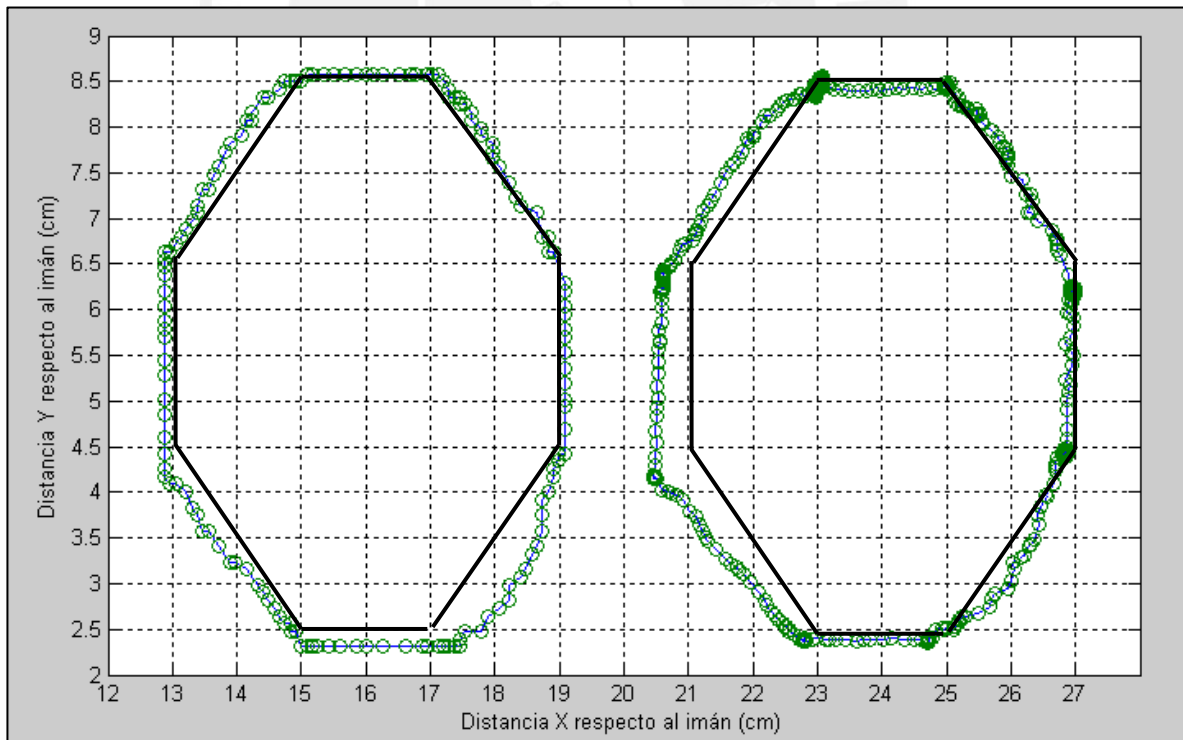


Figura 4.17: Seguimiento de la segunda figura. Recorrido del mouse (izquierda), recorrido del magnetómetro (derecha), trayectoria ideal (línea continua)

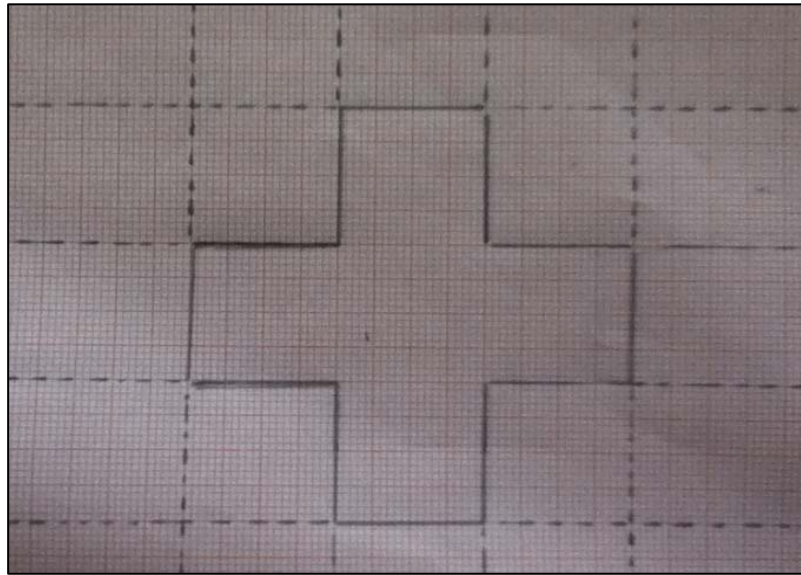


Figura 4.18: Figuras de evaluación: tercera figura

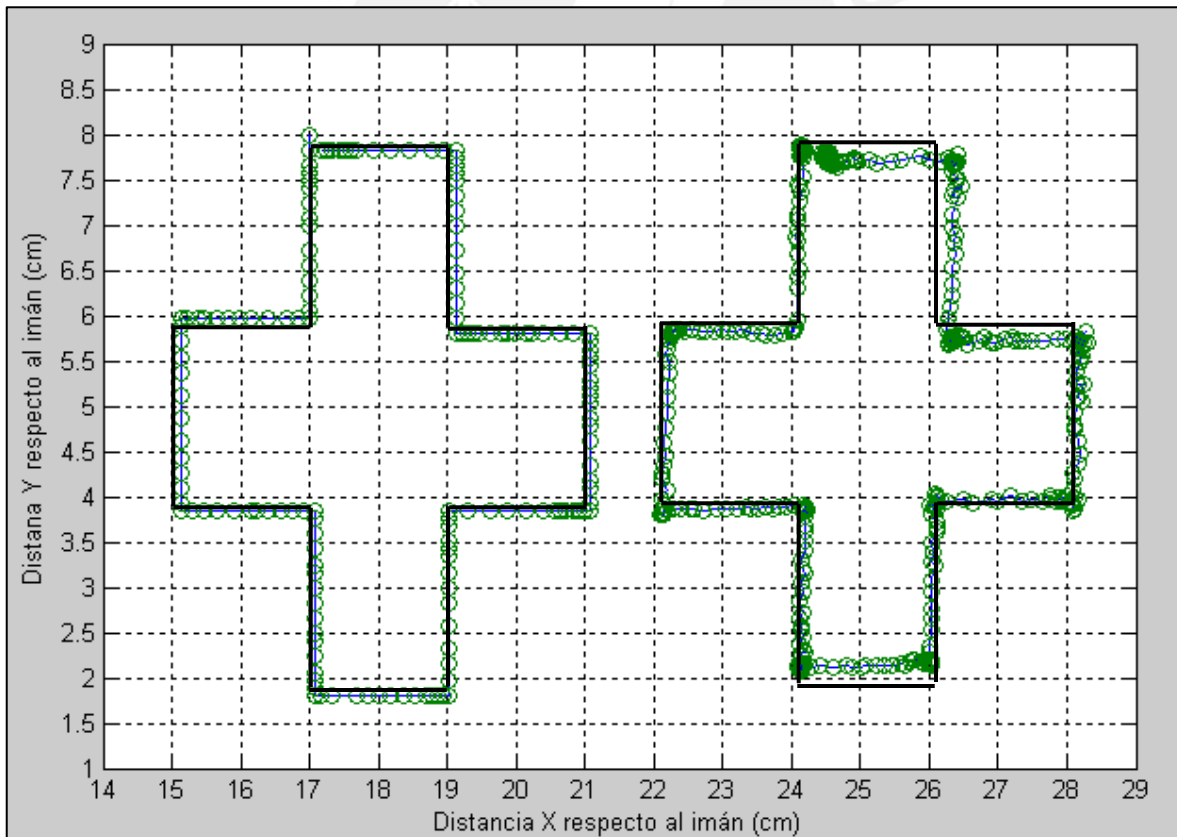


Figura 4.19: Seguimiento de la tercera figura. Recorrido del mouse (izquierda), recorrido del magnetómetro (derecha), trayectoria ideal (línea continua)

Tabla 4.4: Error promedio y desviación estándar. Ensayos de las tres figuras donde  
 $\Delta T = \text{raíz}(\Delta X^2 + \Delta Y^2)$  (mm)

Fig.	Magnetómetro						Mouse					
	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$	$\Delta T$	$\sigma T$	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\sigma X$	$\sigma Y$	$\Delta T$	$\sigma T$
1	1.481	0.241	1.609	1.502	2.533	0.812	0.916	-0.562	1.293	1.443	1.414	0.697
2	-1.633	-0.383	1.613	1.823	2.581	1.435	-0.001	-0.294	1.438	2.161	2.377	1.067
3	0.538	-0.232	1.512	1.783	2.179	1.023	0.593	0.450	1.080	0.934	1.447	0.700
Prom.	0.128	-0.125	1.578	1.702	2.431	1.090	0.503	-0.406	1.270	1.513	1.746	0.821

### OBSERVACIONES

La maqueta de prueba construida posee ejes de movimientos perpendiculares entre sí, siendo un movimiento paralelo a estos ejes más fácil de realizar que uno con cierta inclinación. Por este motivo se repitieron los ensayos cuatro o cinco veces con el fin de promediar el error producto de la manipulación de la maqueta.

Uno de los factores cruciales que se observó en el sistema magnético fue el ángulo de inclinación entre el sensor y la línea de campo magnético que se leyó en la comparación con líneas simples y figuras entre ambos sistemas. Se observó, en el sistema magnético, una inclinación en los trazos verticales así como un error de offset en el eje X (i.e., 2 mm Figura 4.15, 2.5 mm en la Figura 4.19). Esto se debe a inexactitudes encontradas en la construcción de la maqueta de prueba, trasladando el sensor a posiciones no deseadas.

Inicialmente los ensayos con el sistema óptico presentaban altos errores de offset que variaban considerablemente en cada toma (de 2 a 11 mm) debido a las curvas de aceleración con las que el sistema operativo operaba el mouse de manera predeterminada como se mencionó en la sección 3.12. Luego de modificar los valores de registro del sistema y hallar el valor de CPI (counts per inch) del mouse empíricamente se observó que el sistema presentaba offsets de menor medida (1.75 mm, Tabla 4.4) debiéndose por un lado a los saltos e interrupciones de movimiento que se dan durante el ensayo ocasionando que el sensor obvie o repita ciertos valores y por otro al ángulo de visión del operador al momento de igualar la grilla milimetrada con los indicadores del cursor, alterando la distancia recorrida. Asimismo, al no estar sujeto a ruido como en el

caso del magnetómetro, presenta variaciones despreciables a lo largo de una línea recta ( $\sigma_x = 0.11$  mm, figura. 4.16.  $\sigma_y = 0.14$  mm, ver Tabla 4.3).

## CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos se afirma que el desempeño del magnetómetro está sujeto a diversos factores, entre ellos ambientales (ruido de campo magnético), orientación (ángulo de inclinación), materiales ferromagnéticos (desviación de líneas de campo como se comprobó en la sección 4.1) y puntos en el espacio, en los cuales se tiene mayor error de posición a distancias lejanas al imán como se comprobó en la sección 4.3.

Comparando ambos sistemas se concluye que el mouse óptico sigue una trayectoria con mejor desempeño que el sistema magnético por presentar dimensiones parecidas a las deseadas, pese a la desviación del punto de origen, y una mejor exactitud (Mouse:  $1.746 \pm 0.821$  mm, Magnetómetro:  $2.43 \pm 1.09$  mm). Sin embargo, el desempeño del sistema óptico empeoraría considerablemente en superficies que alteren la incidencia de la luz reflejada, como es el caso de la ecografía ultrasónica, por ser un sistema de coordenadas referenciales, no absolutas, mientras que el sistema magnético depende de un punto de referencia como origen de coordenadas y no está sujeto a errores de medición por valores previos ni a la superficie examinada.

La incertidumbre que brinda el sistema, como se comprobó en la sección 4.3, está sujeta a la distancia entre el receptor y transmisor magnético, aumentando a una proporción cuadrática. Los coeficientes de incertidumbre en función a la distancia  $(s[\text{mm}] = p_1 * X^2 + p_2 * X + p_3, \quad X[\text{cm}])$  para un ajuste cuadrático fueron  $p_1 = 0.002819$ ,  $p_2 = -0.09709$ ,  $p_3 = 0.9024$  mm, válido sólo para el rango en el que se realizaron los ensayos ( $X \in [15, 35]$  cm). Estos resultados son aún lejanos a los encontrados en la literatura, donde a una distancia de 74 cm entre el transmisor y receptor se tiene 0.34 mm de error de incertidumbre [13,16], mientras que en el presente sistema a 35 cm se tiene 0.98 mm de error.

Cabe resaltar que a la exactitud calculada ( $2.43 \pm 1.09$  mm, Tabla 4.4) se le agrega el error inherente en la maqueta de evaluación, donde la lectura del papel milimetrado

proporciona un error de  $\pm 0.5$  mm. Como se mencionó en el Capítulo 2, los sistemas comerciales llegan a una precisión de 1.7 mm y exactitud de  $0.05 \pm 0.62$  mm [14], esto no implica necesariamente que el desempeño del sistema magnético implementado no sea adecuado en el seguimiento de traslación para exámenes de ecografía 3D a mano alzada. Existen, en estos exámenes, diversos componentes que alteran la influencia del error de seguimiento en los resultados de reconstrucción; uno de ellos es la resolución lateral del transductor, el cual es la distancia mínima entre objetos posicionados lateralmente que son mostrados individualmente. Para transductores de arreglo lineal este factor se calcula a partir de la longitud focal ( $F$ ), la longitud de onda ( $\lambda$ ) y la longitud efectiva de la apertura ( $a$ ):

$$\text{Resolución lateral} = \frac{F * \lambda}{a}$$

Considerando un rango de longitud focal de 20 mm a 50 mm, una longitud efectiva de 10 mm y  $\lambda = 0.44$  mm (siendo 3.5MHz la frecuencia central del rango citado en la sección 1.1) se tiene una resolución lateral desde 0.8 mm hasta 2.2 mm [13]. Esto implica que la localización de un punto en una imagen de ultrasonido puede tener una incertidumbre de hasta 2.2 mm, lo cual hace al error del sistema de seguimiento ( $2.43 \pm 1.09$  mm, Tabla 4.4) menos significativo. Sin embargo, algunos exámenes ultrasónicos, como los realizados en el hígado, requieren trabajar a frecuencias bajas debido a la atenuación de las ondas (producida por capas de grasa), la cual es directamente proporcional a la frecuencia del transductor. Estos exámenes pueden operar con frecuencias desde 1.5MHz ( $\lambda = 1.02$  mm), lo cual resulta en una resolución lateral desde 2.04 mm hasta 5.1 mm para el rango de números focales usado líneas arriba. Por lo tanto, la frecuencia de la onda influye en el grado de distorsión que genera el error del sistema de seguimiento. Adicionalmente los ángulos de inclinación que genera el operario al realizar la ecografía y los errores por manipulación manual del transductor aumentan la incertidumbre de lectura en el examen. Cabe resaltar que el sistema diseñado trabaja asumiendo una inclinación mínima o despreciable del módulo de recepción respecto al eje de magnetización del imán, de modo que el movimiento del módulo deberá ser lo más recto posible y paralelo a dicho eje.

El tamaño y forma de la lesión del órgano o tejido de estudio es otro factor importante para analizar la aplicabilidad del sistema. Mediciones del grosor del ducto pancreático (2-2.5 mm) que requieren precisión y exactitud sub-milimétrica no serían factibles con el sistema desarrollado. Exámenes en lesiones de tamaño variable o en crecimiento como pólipos en glándulas biliares (1-10 mm) o cálculos renales (1-8 mm) no proporcionarían, del mismo modo, volúmenes con márgenes de error aceptables, puesto que la resolución hallada es muy cercana al rango total de estudio. No obstante, el sistema magnético desarrollado podría ser usado como sistema de seguimiento de traslación en áreas o lesiones donde la precisión y exactitud requeridas estén cercanas a las halladas. El cáncer de mama es una enfermedad muy común en las mujeres, y su tratamiento depende del estadio del tumor cancerígeno. El crecimiento del tumor se divide básicamente en cuatro etapas [41]:

- En la primera etapa (T1) el tumor no alcanza los 2 cm de longitud.
- En la segunda etapa (T2) el tumor se encuentra entre 2 cm a 5 cm de longitud.
- En la tercera y cuarta etapa (T3,T4) el tumor supera los 5 cm de longitud, esparciéndose en la última etapa (T4) a otros órganos como huesos, hígado o pulmón.

El sistema podría realizar un seguimiento adecuado para tumores en etapas T2 a T4, ya que el rango se encuentra muy por encima del error de incertidumbre. Sin embargo en la etapa T1 el sistema presentaría complicaciones en casos donde el largo del tumor no supere los 10 mm, o si se desea localizar grupos de células cancerígenas (0.2 mm – 2 mm).

En conclusión, la aplicabilidad del sistema de seguimiento propuesto depende de las condiciones de operación del transductor, las perturbaciones del ambiente descritas, la maniobrabilidad del operario al procurar mantener un seguimiento recto y sin inclinación, y del tamaño de los cuerpos de la zona de estudio.

## RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se recomienda que se mejore, diseñe e implemente una nueva maqueta libre de materiales ferromagnéticos donde se controlen con actuadores el desplazamiento del magnetómetro en los ejes X, Y y Z respecto al imán, similar a la mesa de coordenadas JIGXYZ del SCORA ER14, de modo que se puedan evaluar con mayor precisión el desempeño del sistema magnético y validar en el seguimiento de un cuerpo en un espacio tridimensional [42]. Se puede anexar un brazo de aluminio o de algún otro material que no afecte los campos magnéticos a un equipo de posicionamiento y que tenga una distancia considerable (i.e., 50 cm o 1 m) para que el módulo de recepción, el cual se ubicará al otro extremo del brazo, no esté sujeto a las perturbaciones magnéticas que el sistema de posicionamiento genere.

En el bloque de software se recomienda unir ambos programas de adquisición de datos (Java para el sistema magnético y Visual Basic para el sistema óptico) en un solo lenguaje de programación a fin de sincronizar las lecturas de los sistemas al recorrer una trayectoria y poder compararlo con una nube de puntos ideales de dicha trayectoria generados por un simulador. La adición de un programa de interpolación magnética implementado en el mismo lenguaje de programación que el programa de recepción posibilitaría la lectura de posición de traslación en tiempo real. La adición de un filtro gaussiano antes de realizar la conversión de vectores de campo a coordenadas de traslación mejoraría la precisión del sistema de seguimiento al eliminar la componente de ruido del ambiente.



**FUENTES:**

## [1] AMERICAN CANCER SOCIETY

2010 “La exposición a la radiación y el cáncer”. [Consulta 10 de Junio 2012]  
<<http://www.cancer.org/Espanol/cancer/Queesloquecausaelcancer/Otrosagentescancerigenos/la-exposicion-a-la-radiacion-y-el-cancer>>

## [2] AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION

2012 “A Review of Therapeutic Ultrasound: Biophysical Effects”. [Consulta: 21 de Junio 2013]  
<<http://ptjournal.apta.org/content/81/7/1351.full>>

## [3] FENSTER, Aaron. DOWNEY, Donal. CARDINAL, Neale.

2001 “Three Dimensional ultrasound imaging” Physics in Medicine and Biology, Vol. 46, pp. 67-99 [Consulta: 17 de Junio 2013]  
<<https://www.imt.liu.se/edu/courses/TBMT02/ultra/m105r1.pdf>>

## [4] CERESO, Eugenio. CANO, José. ESCARIO, Francisco.

1996 “Cuadernos de Ecografía, Cuaderno I: Principios Básicos, Físicos y Técnicos de la ecografía Diagnóstica” Vol. 1. Madrid: Comercial Grupo Anaya.

## [5] LUTZ, Harald. BUSCARINI, Elisabetta.

2011 “Manual of diagnostic ultrasound” World Health Organization, Vol. 1, segunda edición, pp 2-5.

## [6] POULSEN, Carsten.

2005 “Development of an Optical Positioning System for 3D Ultrasound.” Tesis de maestría en Ciencias. Massachusetts: Worcester Polytechnic Institute. Department of Electrical and Computer Engineering. [Consulta: 17 de Junio 2012]  
< <http://www.wpi.edu/academics/ece/ultrasound/develo726.html> >

- [7] GOLDSMITH, A. M. PEDERSEN, P. C. SZABO T. L.  
2008 “An Inertial-Optical Tracking System for Portable, Quantitative 3D Ultrasound.” IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings. Beijing, 2008, pp. 45-49.
- [8] DETMER, Paul. BASHEIN, Gerard. HODGES, Timothy. BEACH, Kirk. FILER, Eric. BURNS, David y STRANDNESS, D. Eugene Jr.  
1994 “3D Ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: in vitro calibration and validation” Ultrasound in Medicine & Biology Vol. 20, No. 9, pp. 923-936.
- [9] ASCENSION TECHNOLOGY  
2008 “Ascension New Product Comparison Chart” driveBAY and trakSTAR Vs. Legacy Products. [Consulta 10 de Julio 2012]  
<[http://www.nexgenergo.com/ergonomics/Ascension\\_Compare.pdf](http://www.nexgenergo.com/ergonomics/Ascension_Compare.pdf)>
- [10] WASHINGTON UNIVERSITY - HITLab  
1997 “Trackers List. Vendors and Products” [Consulta 10 de Julio 2012]  
<<http://www.hitl.washington.edu/scivw/tracker-faq.html>>
- [11] NATURAL POINT  
2012 “Optitrack - V112: Trio” [Consulta 10 de Julio 2012]  
<<http://www.naturalpoint.com/optitrack/products/v120-trio/>>
- [12] GRAY, Henry.  
2000 “Anatomy of the Human Body”. Vigésima edición. Reditado por Warren H. Lewis. Philadelphia: Lea & Febiger. pp. 1825–1861. [Consulta: 17 de Junio 2012]  
<<http://www.bartleby.com/br/107.html> >
- [13] ROHLING, Robert.  
1998 “3D Freehand Ultrasound: Reconstruction and Spatial Compounding”. Tesis de PhD. Cambridge: University of Cambridge, Department of Engineering. [Consulta: 10 Junio 2012]

<[ftp://svr-ftp.eng.cam.ac.uk/pub/reports/auto-pdf/rohling\\_thesis.pdf](ftp://svr-ftp.eng.cam.ac.uk/pub/reports/auto-pdf/rohling_thesis.pdf)>

- [14] LEOTTA, Daniel. DETMER, Paul. MARTIN, Roy.  
1996 “Performance of a miniature magnetic position sensor for three-dimensional ultrasound imaging”. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 23, No. 4, pp. 597-609.
- [15] HUGHES, S. D’ARCY, T. MAXWELL, D. CHIU, W. MILLER, A. SAUNDERS, J. SHEPPARD, R.  
1995 “Volume estimation from multiplanar 2D ultrasound images using a remote electromagnetic position and orientation sensor”. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, No. 5, pp. 561-572.
- [16] D. LEOTTA, P. DETMER, O. GILJA, J. JONG, R. MARTIN, J. PRIMOZICH, K. BEACH, D. STRANDNESS  
1995 “Three-Dimensional Ultrasound Imaging Using Multiple Magnetic Tracking System and Miniature Magnetic Sensors” *Ultrasonic Symposium, IEEE*, Vol. 2, pp. 1415-1418.
- [17] SPECTRUM Sensors & Controls, Inc  
2009 “MEMS Accelerometer Theory of Operation”. Nota técnica 402.  
[Consulta: 02 de Junio 2012]  
<[http://www.summitinstruments.com/knowledge\\_center/pdf/Accelerometer\\_Theory\\_TN402.pdf](http://www.summitinstruments.com/knowledge_center/pdf/Accelerometer_Theory_TN402.pdf)>
- [18] GILBERT, Hunter. CELIK, Ozkan. O’MALLEY, Marcia.  
2010 “Long-term Double Integration of Acceleration for Position Sensing and Frequency Domain System Identification”. *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), IEEE/ASME*. Montréal, 2010, pp. 453-458.

- [19] SYVERUD, Brian  
2009 “Robotic Ultrasound Manipulator: Calibration of Position and Orientation Measurement System” Tesis de bachiller. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology, Dept. of Mechanical Engineering.
- [20] SEIFERT, Kurt. CAMACHO, Oscar  
2007 “Implementing Positioning Algorithms Using Accelerometers” Nota de aplicación 3397. [Consulta: 10 de Junio 2012]  
<[http://perso-etis.ensea.fr/~pierandr/cours/M1\\_SIC/AN3397.pdf](http://perso-etis.ensea.fr/~pierandr/cours/M1_SIC/AN3397.pdf)>
- [21] WELCH, Greg. FOXLIN, Eric.  
2002 “Motion tracking: No Silver Bullet, but a respectable Arsenal”. Computer Graphics and Applications, IEEE, Vol. 22, No. 6, pp. 24-38.
- [22] NEUROSURGICAL MEDICAL CLINIC, Inc  
2003 “Stereotactic Surgery” [Consulta: 10 de Julio 2012]  
<<http://www.sd-neurosurgeon.com/practice-stereotactic-surgery.php>>
- [23] PENNEY, G. BLACKHALL, J. HAMADY, M. SABHARWAL, T. ADAM, A. HAWKES, D.  
2004 “Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images” Medical Image Analysis, Vol. 8, pp. 81-91.
- [24] BRADLEY, Armen  
2007 “Hall Effect Experiment” Knoxville: University of Tennessee. Department of Physics and Astronomy. [Consulta: 17 de Junio 2012]  
<<http://www.phys.utk.edu/labs/modphys/Hall%20Effect.pdf>>
- [25] HARRISON, R. ROGERS, G. HOGAN, R.  
2007 “A Three-Dimensional magnetometer for motion sensing of a balloon-carried atmospheric measurement package”. Review of Scientific Instruments, Vol. 78, No. 12, pp. 124501-124501-9.
- [26] NDI. MEASUREMENT SOLUTIONS IN MEDICAL.

- 2013 "Polaris Family of Optical Tracking Systems". [Consulta: 17 de Junio 2012]  
<<http://www.ndigital.com/medical/polarisfamily-techspecs.php>>
- [27] FREESCALE Semiconductor, Inc.
- 2012 "MAG3110 Datasheet" Hoja de datos. Revisión 8.  
[Consulta: 10 Junio 2012]  
<[http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data\\_sheet/MAG3110.pdf](http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MAG3110.pdf)>
- [28] ASCENSION TECHNOLOGY CORPORATION
- 2009 "Magnetic Fact Sheet and Video: DC vs. AC Tracking. Overcoming Metal Problems The Advantage of DC Magnetic Tracking" White paper  
[Consulta: 10 de Junio 2012]  
<<http://www.ascension-tech.com/docs/ASCWhitePaperDCvAC.pdf>>
- [29] AUSTRALIAN MAGNETIC SOLUTIONS.
- 2010 "Flux Density Formulae" [Consulta: 17 de Junio 2012]  
<<http://www.magneticsolutions.com.au/magnet-formula.html#sr>>
- [30] MAGNETIC DESIGN
- 2012 "Magnetic Design Calculation" [Consulta: 17 de Junio 2012]  
<<http://www.magneticsolutions.com.au/magnet-formula.html#sr>>
- [31] RAAB, Frederick. BLOOD, Ernest. STEINER, Terry. JONES, Herbert.
- 1979 "Magnetic Position and Orientation Tracking System" Transactions on Aerospace and Electronics Systems, IEEE, Vol. AES-15, No 5, pp. 709 – 718.
- [32] TAYLOR, John.
- 2007 "Investigation of an Alternative AC Magnetic Tracking System" Tesis de maestría en Ciencias. Canterbury: University of Canterbury, Dept. of Electrical and Computer Engineering.
- [33] PAPERNO, Eugene. SASADA, Ishido. LEONOVICH, Eduard.
- 2001 "A New Method for Magnetic Position and Orientation Tracking". Transactions on Magnetics, IEEE, Vol. 37, No. 4, pp. 1938-1940.

- [34] JIANG, Shiqin. ZHANG, Lei. CHI, Ming. LUO, Ming. WANG, Lemin.  
2008 "Dipole Source Localization by Means of Simplified Double Magnetic Dipole Model" International Journal of Bioelectromagnetism, Vol. 10, No. 2. Hangzhou, 2008, pp. 111-123.
- [35] GASSNER, Anne-Laure. ABONNENC, Mélanie. CHEN, Hong-Xu. MORANDINI, Jacques. JOSSERAND.  
2009 "Magnetic forces produced by rectangular permanent magnets in static Microsystems" Lab on a chip, Vol. 9, No. 16, pp. 2356-2363.
- [36] NIU, Jun. TENG, Baohua. YIN, Wenzhao.  
2012 "Investigation on the Real-Time Tracking of Single Magnetic Target under the Geomagnetic Background" Applied Mathematics & Information Sciences, An International Journal, Vol. 6, No. 1, pp. 41-46.
- [37] YANG, Wan'an. HU, Chao. MENG, Max. DAI, Houde. CHEN, Dongmei.  
2010 "A New 6D Magnetic Localization Technique for Wireless Capsule Endoscope Based on a Rectangle Magnet" Chinese Journal of Electronics, Vol. 19, No. 2, pp. 360-364.
- [38] SIBSON, R.  
1981 "A Brief Description of Natural Neighbor Interpolation", Interpolating Multivariate Data. New York: John Wiley & Sons, 1981, pp 21–36.
- [39] AGUIRRE, Eduard  
2013 "Reconstrucción 3D: Medición de la orientación de un transductor ultrasónico". Tesis (Ing.). Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. Lima. 50 p.
- [40] ATMEL Corporation.  
2011 "ATMEGA8/L Datasheet" Hoja de datos. Revisión 2486Z  
[Consulta: 10 Junio 2012]  
<<http://www.atmel.com/images/doc2486.pdf>>

[41] NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH.

2013 “Stages of Breast Cancer”. National Cancer Institute [Consulta: 13 Agosto 2013]  
<<http://www.cancer.gov/cancertopics/pdq/treatment/breast/Patient/page2>>

[42] GILGA, Odd. HAUSKEN, Trygve. OLAFSSON, Snorri. MATRE, Knut. ODEGAARD, Svein.

1998 “In Vitro Evaluation of a Three-Dimensional Ultrasonography based on Magnetic Scanhead Tracking”. Ultrasound in Medicine & Biology, Vol. 24, No. 8, pp. 1161–1167.

