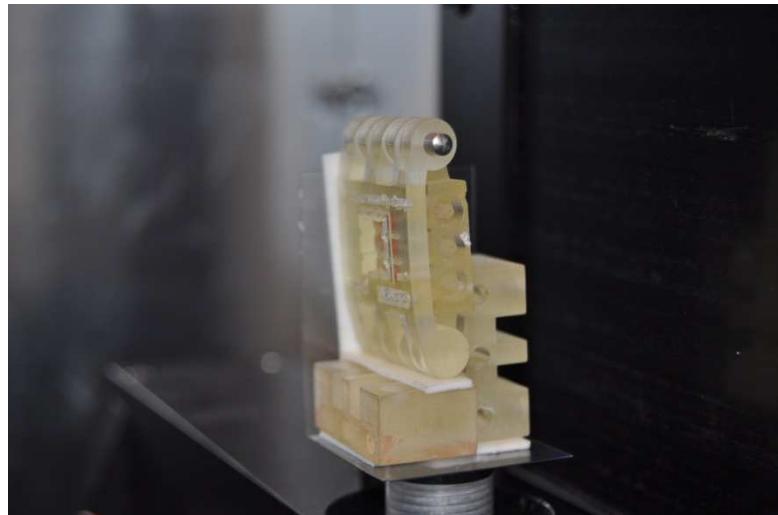




**Escuela de  
Ingeniería y Arquitectura  
Universidad Zaragoza**

**COMPENSACIÓN DE TOMOGRAFÍAS  
COMPUTERIZADAS PARA LA MEDICIÓN DE  
DISPOSITIVOS MICROFLUÍDICOS  
OBTENIDOS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D.**



Marzo 2013

Autor: Daniel Quílez Palacios.

Director: Roberto Jiménez Pacheco y Jorge Santolaria Mazo.

Ingeniería Técnica Industrial, Especialidad Mecánica



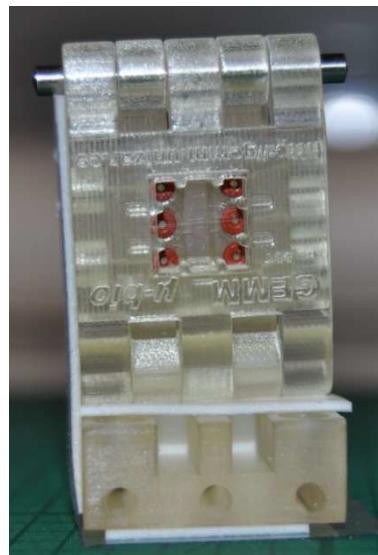
**Escuela de  
Ingeniería y Arquitectura  
Universidad Zaragoza**

## Contenido

<b>Capítulo 1: Introducción.</b>	<b>3</b>
Marco .....	4
Objetivo .....	4
Alcance .....	5
Estructura memoria.....	5
<b>Capítulo 2: Estado del arte.</b>	<b>6</b>
Sistemas de medición:.....	6
Tomografía computarizada: .....	14
Prototipado rápido. ....	31
<b>Capítulo 3: Descripción de errores.</b>	<b>37</b>
Error de escala: .....	37
Nivel óptimo de Treshold: .....	38
<b>Capítulo 4: Descripción del método de corrección de errores:</b> .....	<b>40</b>
Introducción:.....	40
Método de corrección de errores.....	42
<b>Capítulo 5: Resultados.</b>	<b>49</b>
Resultados: Factor de escala.....	49
Resultados: Nivel óptimo de treshold.....	52
<b>Capítulo 6: Conclusiones.</b>	<b>56</b>
Objetivos: .....	56
Grado de consecución de los objetivos: .....	56
Ideas de mejora: .....	57
<b>Capítulo 7: Conclusiones finales.</b>	<b>58</b>
<b>Capítulo 8: Bibliografía.</b>	<b>59</b>

## **Capítulo 1: Introducción.**

El proyecto de investigación que se expone a continuación está relacionado con el área de metrología, cuyo objetivo es realizar la medición del dispositivo de estudio mediante la técnica de tomografía computarizada (TC).



**Ilustración 1: Dispositivo de estudio.**

Dicho elemento está diseñado para simular la actividad que desempeña el hígado del ser humano, cuyo objetivo es facilitar y agilizar la elaboración de nuevos medicamentos.

El dispositivo consta de dos partes fundamentales:

- **Encapsulado:** Parte externa del dispositivo fabricada de un material biocompatible, cuyo objetivo es dar soporte al resto de piezas en el interior del cuerpo humano.
- **Chip:** Se encuentra en el interior del encapsulado y es la pieza principal del dispositivo, ya que se encarga de controlar el funcionamiento del mismo.

Para la elaboración del encapsulado se han utilizado novedosas técnicas:

- Prototipado rápido para su fabricación.
- Tomografía computarizada para el proceso de medición.

Este proyecto fin de carrera se centra en el método de tomografía computarizada y en el proceso de corrección de errores, ya que el resto de competencias del proyecto pertenecen al proyecto fin de máster elaborado por otro miembro del equipo.

## Capítulo 1: Índice.

- 1.1. Marco (pag.4).**
- 1.2. Objetivo (pag.4).**
- 1.3. Alcance (pag.5).**
- 1.4. Estructura memoria (pag.5).**

### **1.1 Marco.**

El objeto de estudio es un encapsulado que da soporte a un chip.

Dicho dispositivo tiene como objetivo comprobar la efectividad de nuevos medicamentos sin necesidad de experimentar con seres vivos, esto se consigue utilizando el chip como elemento regulador de la dosis de medicación y alimento que se suministra al cultivo celular.

Otra posible aplicación es utilizar dicho dispositivo como elemento auxiliar para hígados de personas que padezcan algún tipo de problema, caso similar al del marcapasos con personas que presentan problemas de corazón.

La investigación y desarrollo de este dispositivo permitirá desarrollar innumerables aplicaciones médicas y tecnológicas.

#### Proceso de fabricación del dispositivo:

La técnica normalmente utilizada para la fabricación de encapsulados es el moldeo, técnica que requiere un tiempo de diseño y fabricación alto, lo que implica un aumento de costes.

Sin embargo, la técnica por prototipado rápido es una técnica que se adapta perfectamente a las exigencias de fabricación que requiere el dispositivo, es una técnica rápida, novedosa y barata.

#### Proceso de medición:

El encapsulado está fabricado de un material biocompatible que es muy sensible a los cambios de temperatura. Como se trata de un dispositivo diseñado para operar desde el interior del cuerpo humano, es totalmente necesario caracterizar su deformación con la temperatura.

El método de medición por tomografía computarizada es el que mejor se adapta a las exigencias de control de calidad del aparato, ya que permite medir la superficie del material y sus zonas internas.

La tomografía computarizada es un método de medición que plantea pequeñas imprecisiones, las cuales son adquiridas por dos tipos de errores:

- Error de escala.
- Nivel de threshold.

Por tanto este proyecto de investigación se centra en diseñar un método de corrección de errores para esta técnica.

### **1.2 Objetivo.**

Desarrollar un método de medición para la técnica TC que elimine sus imprecisiones.

### **1.3 Alcance.**

Descripción temporal:

1. Desarrollo del método de corrección de errores utilizando patrones de medida:
  - Proceso de medición de patrones a través de la técnica MMC.
  - Proceso de medición de patrones a través del método diseñado para la técnica TC.
    - Tareas de software
    - Extracción de datos de la tomografía.
    - Medición de patrones mediante Geomatic Qualify.
    - Determinación de los parámetros de corrección de errores (factor de escala y nivel óptimo de threshold).
2. Control y verificación del método:
  - Análisis de los resultados obtenidos.
  - Comprobación de la efectividad del método.
3. Medición del dispositivo mediante el método diseñado.
4. Caracterización de deformación del dispositivo.

**NOTA:** Los puntos 3 y 4 no competen al desarrollo de este proyecto fin de carrera, son competencias del proyecto fin de máster llevado a cabo por otro miembro del equipo.

### **1.4 Estructura memoria.**

En este apartado se realiza una breve descripción de los contenidos que incluye cada capítulo de la memoria:

- **Capítulo 2**, estado del arte: se realiza un análisis de las posibles técnicas de medición a utilizar y se justifica la decisión tomada, se describe en profundidad dicha técnica y por último se desarrolla una amplia descripción del proceso de fabricación empleado.
- **Capítulo 3**, descripción de errores: incluye un completo análisis de los errores típicos de la TC, centrándose en los más representativos del proceso (error de escala y nivel de threshold).
- **Capítulo 4**, descripción del método de corrección de errores: se describe el método utilizado para la corrección de errores.
- **Capítulo 5**, Resultados: se proporcionan los valores obtenidos de nivel óptimo de threshold y factor de escala.
- **Capítulo 6**, conclusiones: apartado que incluye los objetivos conseguidos, el grado de consecución de los mismos y una idea de mejora para el método de corrección de errores.
- **Capítulo 7**, conclusiones finales: capítulo que contiene las conclusiones personales del autor.

## **Capítulo 2: Estado del arte.**

En este apartado se describen las distintas alternativas estudiadas para la medición del encapsulado, el sistema de medición elegido y las razones por las cuales ha sido elegido.

Por otra parte se expone de forma desarrollada la técnica de tomografía computarizada y la técnica de fabricación por prototipado rápido.

### **Capítulo 2: Índice.**

- 2.1. Sistemas de medición (pag.6-13).**
- 2.2. Tomografía computarizada (pag.14-30).**
- 2.3. Prototipado rápido (pag.31-36).**

### **2.1 Sistemas de medición:**

A continuación se describen los distintos sistemas de medición que se podrían haber utilizado, sus ventajas e inconvenientes.

#### **2.1 Sistemas de medición: Índice.**

- Pie de Rey (pag.7).
- Micrómetro (pag.8).
- Maquina de Medición por Coordenadas (MMC), (pag.9-10).
- Resonancia Magnética Nuclear (RMN), ( pag.11-12).
- Tomografía Computarizada (TC), ( pag.12-13).
- Conclusiones (pag. 13).

- **Pie de Rey:**

El Pie de Rey es un instrumento utilizado para medir dimensiones de objetos relativamente pequeños, desde centímetros hasta fracciones de milímetros (1/10 de milímetro, 1/20 de milímetro, 1/50 de milímetros).

Es un instrumento sumamente delicado y debe manipularse con habilidad, cuidado y delicadeza, con precaución de no rayarlo ni doblarlo.

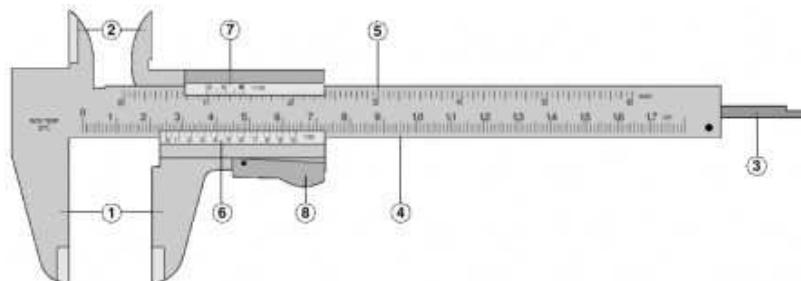


Ilustración 2: Pie de Rey.

Medidas que puede tomar el pie de rey: exteriores, interiores y de profundidad.

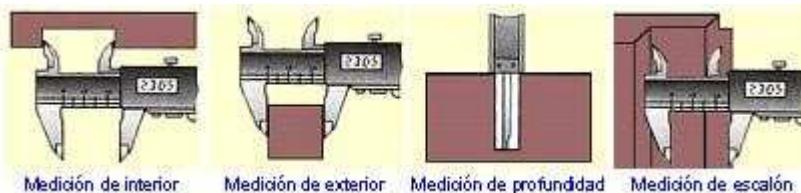


Ilustración 3: Mediciones

➤ **Ventajas:**

- 1) Permite una medición directa, rápida y sencilla.
- 2) Elemento de medición fácilmente transportable.
- 3) Ensayo de medición no destructivo.

➤ **Inconvenientes:**

- 1) Solo permite medir la superficie de la pieza.
- 2) Al realizar mediciones de elementos geométricos más complejos, como esferas y cilindros, se complica mucho la medición adoptando errores importantes en ella.
- 3) No diferencia distintos tipos de materiales.
- 4) El tamaño del instrumento limita el tamaño de la pieza a medir.

- **Micrómetro:**

Es un instrumento de medición cuyo funcionamiento se basa en un tornillo micrométrico que sirve para medir el tamaño de un objeto con gran precisión, en un rango del orden de centésimas o de milésimas de milímetro, 0,01 mm ó 0,001 mm (micra) respectivamente.



Ilustración 4: Micrómetro.

El dispositivo posee dos extremos que son aproximados mutuamente merced a un tornillo de rosca fina que dispone en su contorno de una escala grabada.

La longitud máxima medible con el micrómetro de exteriores es de 25 mm normalmente, si bien también los hay de 0 a 30, siendo por tanto preciso disponer de un aparato para cada rango de tamaños a medir: 0-25 mm, 25-50 mm, 50-75 mm...

➤ **Ventajas:**

- 1) Permite una medición directa, rápida y sencilla.
- 2) Elemento de medición fácilmente transportable.
- 3) Ensayo de medición no destructivo.

➤ **Inconvenientes:**

- 1) Solo permite medir la superficie de la pieza.
- 2) No permite la medición de elementos geométricos complejos (esferas, cilindros etc).
- 3) El tamaño del instrumento limita el tamaño de la pieza a medir.
- 4) No diferencia distintos tipos de materiales.

- **Maquina medidora por coordenadas MMC:**

Máquina que emplea un palpador móvil que se traslada a lo largo de guías con recorridos ortogonales.  
El palpador recoge los puntos de la superficie de la pieza a medir determinando sus coordenadas X, Y y Z, con lo que se determina el elemento geométrico que pasa por ellos (planos, esferas, cilindros...).



**Ilustración 5: Máquina de Medición por Coordenadas (MMC)**

Para poder determinar la posición de los distintos elementos geométricos es necesario crear un origen de coordenadas.

Por tanto una MMC es capaz de determinar la dimensión, forma, posición y actitud (perpendicularidad, planitud...) de un objeto midiendo la posición de los distintos puntos de su superficie.

Las MMC se utilizan para realizar mediciones dimensionales y de desviaciones de la regularidad geométrica de objetos con forma simple o compleja, y permiten calcular distancias, posiciones relativas, ángulos y formas a través de un software de forma muy precisa.

➤ **Ventajas:**

- 1) Permite medir cualquier elemento geométrico con gran precisión.
- 2) Puede medir piezas de cualquier tamaño y forma.
- 3) Elemento de medición que proporciona gran precisión.
- 4) Ensayo de medición no destructivo.

➤ **Inconvenientes:**

- 1) Solo permite medir la superficie de la pieza.
- 2) Elemento de medición no transportable.
- 3) No diferencia distintos tipos de materiales.

- **Resonancia magnética nuclear (RMN):**

*Definición de RMN:* fenómeno físico que se produce en los núcleos de los átomos de algunos elementos químicos, especialmente el hidrógeno, cuando se someten al flujo de un campo magnético intenso y, a la vez, son excitados con pulsos de ondas electromagnéticas de radiofrecuencia.

Un aparato de RMN se compone del imán, las bobinas, las antenas y del software.

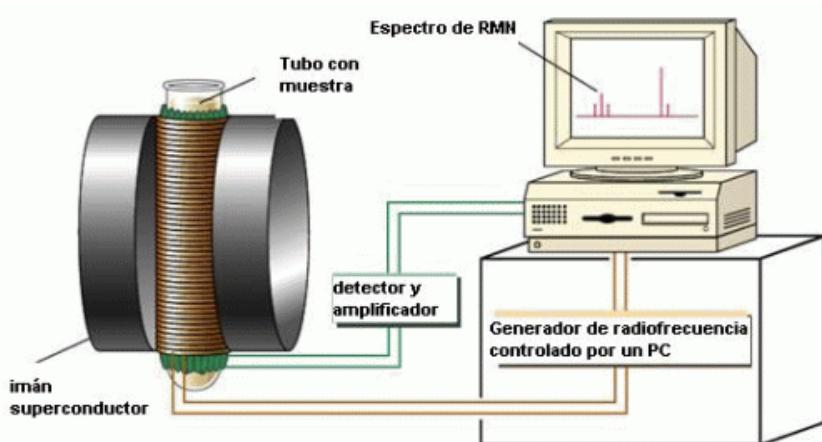


Ilustración 6: Partes principales de un equipo de Resonancia.

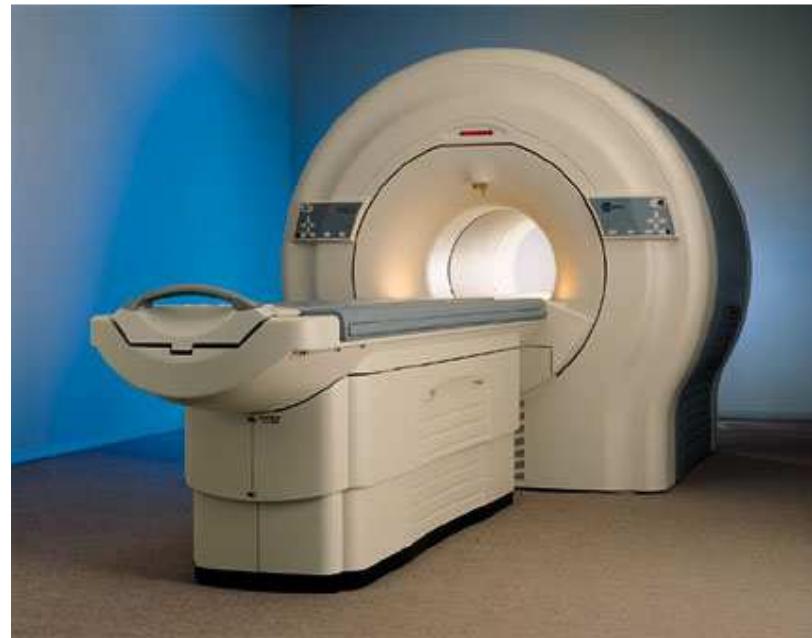
Una imagen por resonancia magnética (IRM), también conocida como tomografía por resonancia magnética (TRM) es una técnica no invasiva que utiliza el fenómeno de la resonancia magnética para obtener información sobre la estructura y composición del cuerpo a analizar.

Esta información es procesada por ordenadores y transformada en imágenes del interior de lo que se ha analizado.



Ilustración 7: Imagen recogida por un equipo RMN.

Es utilizada principalmente en medicina para observar alteraciones en los tejidos y detectar cáncer y otras patologías. También es utilizada industrialmente para analizar la estructura de materiales tanto orgánicos como inorgánicos.



**Ilustración 8: Equipo médico de RMN.**

A diferencia de la TC, no usa radiación ionizante, sino campos magnéticos para alinear la magnetización nuclear de átomos de hidrógeno del agua en el cuerpo. Los campos de radiofrecuencia (RF) se usan para sistemáticamente alterar el alineamiento de esa magnetización, causando que los núcleos de hidrógeno produzcan un campo magnético rotacional detectable por el escáner. Esa señal puede ser manipulada con adicionales campos magnéticos y así construir con más información imágenes del cuerpo.

➤ **Ventajas:**

- 1) Permite diferenciar distintos tipos de materiales y cuantificarlos geométricamente.
- 2) Ensayo de medición no destructivo.
- 3) Mediciones reproducibles y trazables.
- 4) Detecta fallas en los materiales.
- 5) No usa radiación ionizante.

➤ **Inconvenientes:**

- 1) Elemento de medición no transportable.
- 2) No permite la medición de materiales magnéticos.

- **Tomografía computarizada (TC):**

Máquina que permite la caracterización y dimensionamiento de piezas de una amplia gama de tamaños y densidades, especialmente en aquellas piezas que representan geometrías complejas y en las que otros tipo de ensayos no son suficientes.



Ilustración 9: Equipo TC.

Toda la geometría externa e interna es capturada con los rayos X que pasan a través de la muestra y el programa CT construye un modelo 3D de la muestra haciendo uso de las imágenes 2D.

Las características dimensionales, tales como tamaño, posición y forma se puede medir directamente a través del modelo 3D.

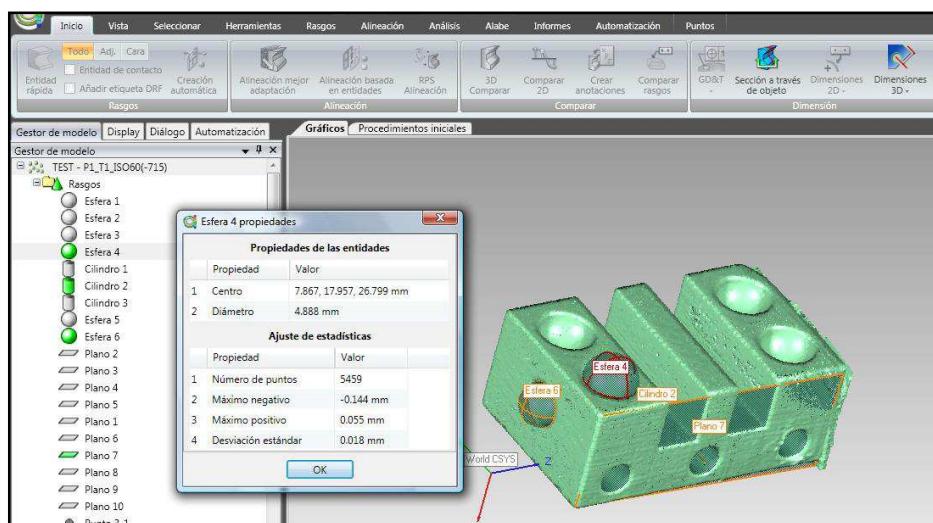


Ilustración 10: Modelo 3D (Patrón de medida).

➤ **Ventajas:**

- 1) Permite diferenciar distintos tipos de materiales y cuantificarlos geométricamente.
- 2) Ensayo de medición no destructivo.
- 3) Inspecciona el 100% del objeto, con características tanto internas como externas.
- 4) Sólo requiere de una única barrida del haz de rayos X para obtener una medición completa y detallada de la pieza o elemento a medir.
- 5) Mediciones reproducibles y trazables.
- 6) Detecta fallas en los materiales.

➤ **Inconvenientes:**

- 1) Elemento de medición no transportable.
- 2) Requiere un calibrado previo de la máquina para corregir los errores de escala y de threshold.

• **Conclusiones:**

Tras haber analizado los distintos sistemas de medición se procede a seleccionar el sistema que mejor se adapta a las necesidades del proyecto.

Teniendo en cuenta que la pieza a caracterizar es un encapsulado compuesto por distintos tipos de materiales y que se requiere medir con precisión componentes internos del dispositivo, las técnicas de medición mediante Pie de Rey, Micrómetro y MMC no son suficientes, quedando como únicas alternativas al proceso de medición la Resonancia Magnética Nuclear y la Tomografía Computarizada.

El sistema de medición elegido es la TC, dado que la técnica RMN no se puede utilizar con materiales magnéticos y el dispositivo de estudio los contiene.

La técnica por tomografía computarizada no solo ha sido seleccionada por descarte, esta técnica también es la que mejor se adapta a las exigencias de medición que requiere el dispositivo y posee más ventajas que el resto de técnicas.

## 2.2 Tomografía computarizada:

En este apartado se profundiza en la técnica de medición por tomografía computarizada.

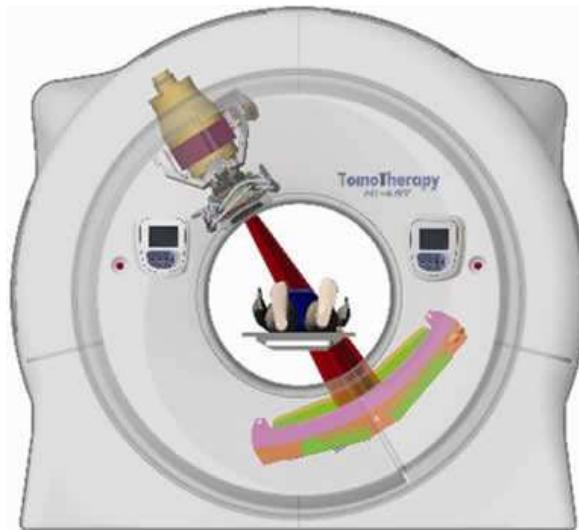


Ilustración 11: TC. Aplicación médica.

### 2.2 Tomografía computarizada: Índice

- Introducción (pag.15).
- Descripción funcional (pag.15-16).
- Partes o sistemas principales del equipo (pag.17-20).
- Descripción del proceso de medición (pag.20).
- Aplicaciones médicas e ingenieriles (pag.21).
- Equipos (pag.22-26).
- Ventajas e inconvenientes (pag.26-27).
- Errores (pag.27-30).

▪ **Introducción:**

El primer aparato de Tomografía Computarizada (TC) con eficacia clínica lo realizó Godfrey **HOUNSFIELD**, en Inglaterra durante 1967. Hounsfield trabajaba como ingeniero en la compañía británica EMI Ltd., compañía discográfica que descubrió a los Beatles. El primer prototipo de TC se instaló en el hospital Atkinson Morley's en colaboración con el Dr. Ambrose en 1971. En 1974, Ledley en la Universidad de Georgetown instaló el primer TC de cuerpo entero. Desde entonces ya existen varias "generaciones" de aparatos de TC.

En la actualidad se considera de incalculable valor en el diagnóstico médico. Su desarrollo en la práctica médica se considera de una importancia equivalente a la invención del transformador de Snook, al tubo de rayos X de cátodo caliente de Coolidge, la rejilla antidifusora de Potter-Bucky, y al tubo intensificador de imágenes.

No ha habido en los pasados treinta años un invento que haya revolucionado tanto los equipos de rayos X, sobre todo considerando que la Resonancia Magnética y la Ecografía, siendo igualmente importantes, no se basan en equipos productores de radiación ionizante.

Hoy día, existen unos diez fabricantes diferentes de TC y cada equipo tiene un coste aproximado que oscila entre los 250.000 Y 800.000 € según las características del mismo.

▪ **Descripción funcional:**

La tomografía clásica consiste en un procesado de imágenes por capas.

Esta técnica ha sido utilizada ampliamente en campos tan diversos como en medicina, arqueología, biología, geofísica, oceanografía, ciencia de los materiales y otras ciencias.

A las imágenes conseguidas se le aplica un procedimiento matemático llamado reconstrucción topográfica, método que consiste en sumar los datos de atenuación a través de diferentes ángulos recolectando la información a través de una computadora y permitiendo la reconstrucción de las imágenes, obteniendo como resultado final una sección transversal del objeto.

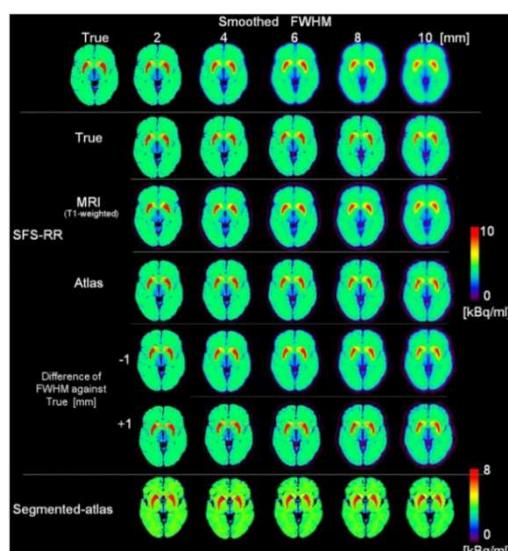
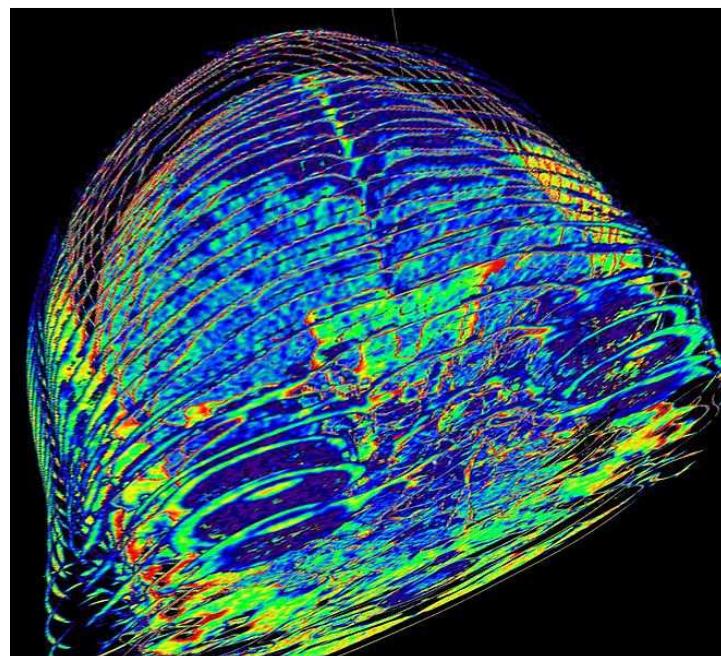


Ilustración 12: Imágenes 2D obtenidas mediante TC de un cerebro humano.

Las más modernas variaciones de la tomografía involucran la proyección de datos provenientes de múltiples direcciones y el envío de estos datos para la creación de una reconstrucción topográfica a partir de un algoritmo de software procesado en un computador, obteniendo una imagen 3D.



**Ilustración 13: Reconstrucción 3D del cerebro humano.**

Actualmente, las tomografías se obtienen utilizando diferentes fenómenos físicos, tales como rayos X, rayos gamma, aniquilación de electrones y positrones, resonancia magnética nuclear, ultrasonido, electrones, e iones.

Las imágenes CT en corte seccional son mucho más fáciles de interpretar que en los sistemas radiográficos convencionales debido a que las características en la imagen no se traslanan. El posicionamiento preciso de las características internas puede también ser identificados. Adicionalmente, las diferentes densidades dentro del objeto son claramente identificadas y cuantificadas y pueden ser relacionadas con características deseadas o no deseadas del objeto o material.

Finalmente, parámetros de barrido como espesor de las rebanadas seccionales o tiempo de recolección de datos pueden variar para alcanzar la mejor combinación entre calidad de imagen y tiempo de inspección.

Conforme las técnicas de tomografía se van desarrollando, los investigadores mejoran métodos de recolección de las proyecciones de rayos X a través del objeto.

▪ **Partes o sistemas principales del equipo:**

Básicamente el equipo de TC está compuesto por tres partes o sistemas:

**1) Sistema de Recolección de Datos.**

- ✓ Generador de alta tensión.
- ✓ Estativo.
- ✓ Tubo de rayos X.
- ✓ Detectores de radiación.

**2) Sistema de Procesado de Datos.**

- ✓ El ordenador.

**3) Sistema de Presentación y Almacenamiento de datos.**

- ✓ Mesa de trabajo.
- ✓ Discos Laser, magnéticos o cinta.

**1) Sistema de Recolección de Datos:**

Lo constituyen los elementos que exploran la pieza para la recogida de datos.

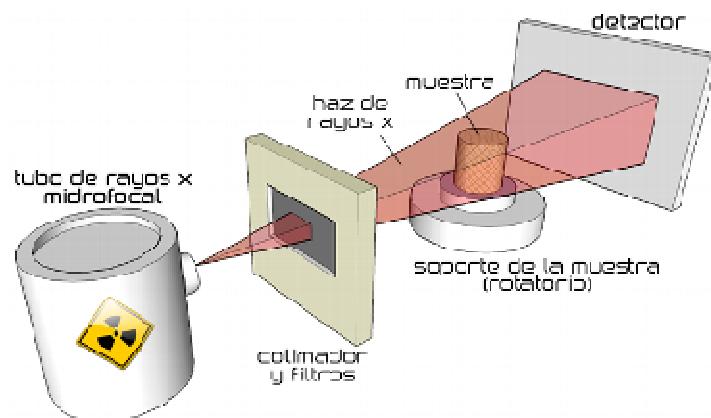


Ilustración 14: Partes del sistema de recolección de datos.

- ✓ **Generador de alta tensión:** similar a los utilizados en radiología convencional (superiores a 100 kV).

Todos los equipos son Trifásicos, ya que permiten utilizar rotores de tubos de rayos X de alta velocidad y proporcionar picos de potencia característicos de los sistemas de radiación pulsantes.

- ✓ **Estativo:** es la mesa o camilla donde se posiciona al paciente o pieza (según la aplicación del dispositivo) y los dispositivos que permiten el movimiento del tubo, detectores y mesa.  
La mesa es una de las partes más importantes del equipo de TC. Además de posicionar la pieza, debe ser fabricada de un material de Z bajo para que no interfiera con el haz de rayos X.  
Su mayor dificultad está en que debe poder ubicar la pieza automáticamente para cada nuevo barrido o corte, con las distancias precisas.
- ✓ **Tubo de rayos X:** genera la radiación ionizante necesaria. La capacidad calorífica del ánodo debe ser superior a 500.000 UH, y en los tubos especialmente diseñados para TC puede llegar a los 2.000.000 UH.  
Para disipar mejor el calor se utilizan rotores de alta velocidad.  
La experiencia demuestra que la causa principal de averías en un equipo de TC y la limitación más importante para la frecuencia de exámenes secuenciales radica en el tubo de rayos X.  
El tamaño del punto focal no suele ser demasiado importante, ya que los TC no se basan en los principios de la imagen geométrica directa como en radiología convencional, aunque los tubos de TC diseñados para conseguir una elevada resolución espacial tienen un punto focal muy pequeño.
- ✓ **Detectores de radiación:** transforman la radiación X en señales digitales legibles por el ordenador. Actualmente hay dos tipos de detectores de radiación para TC:
  - **Detectores de centelleo:** se basan en la capacidad de algunas sustancias de emitir luz cuando sobre ellas incide la radiación ionizante, en forma proporcional a la cantidad de radiación recibida. Esta luz se transforma posteriormente en electrones (energía eléctrica) al recogerse en un tubo multiplicador. La corriente generada es proporcional a la radiación atenuada que recibe el detector, y por lo tanto varía según las distintas estructuras atravesadas por el haz de radiación. El número de detectores de un equipo varía de 1-8 por cm, o 1-5 por grado. El 90 % de los rayos X que alcanzan al detector son absorbidos y constituyen la señal de salida.
  - **Detectores de gas:** consisten en una cámara metálica con separadores a distancias de 1 mm, que son como las tiras de una rejilla que dividen la cámara grande en muchas cámaras más pequeñas. Cada cámara funciona como un detector por separado.

La señal, obtenida a través de los detectores de radiación (centelleo o gas), se puede representar en forma gráfica y se denomina **señal analógica**.

Sin embargo se precisa de un convertidor de señales que transforme los valores obtenidos de una curva (analógicos) a números lo que se denomina **señal digital**, que serán con los que el ordenador puede trabajar.

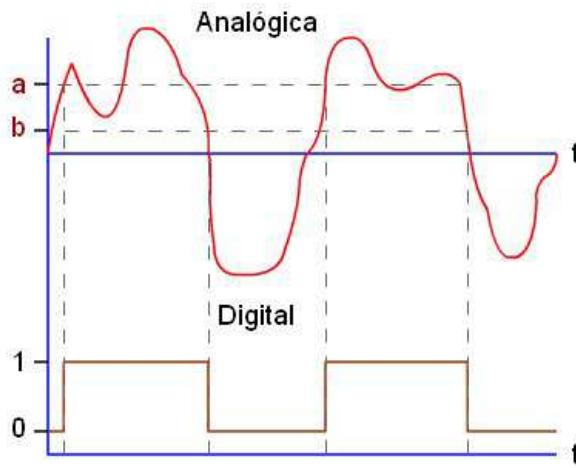


Ilustración 15: Diferencia entre señal digital y analógica.

Para que el ordenador efectúe la reconstrucción de las imágenes necesita recibir un número determinado de señales y que son el resultado de la exploración del paciente o pieza en diferentes ángulos, que se consiguen gracias a las rotaciones y traslaciones del sistema.

## 2) Sistema de Procesado de Datos.

- ✓ **El ordenador:** las señales analógicas recogidas por los detectores son transformados a señales digitales.

A partir de estas señales digitales el ordenador realiza los cálculos matemáticos para reconstruir la imagen, guardándolos en su memoria para permitir la visualización, modificación y almacenamiento posteriores.

En los primeros ensayos clínicos de HOUNSFIELD en 1971, se tardaban unos 80 minutos en la reconstrucción de cada imagen. Actualmente en los ordenadores modernos se obtienen en pocos segundos.

En la actualidad y dependiendo del formato de la imagen, puede ser necesario resolver simultáneamente 30.000 ecuaciones para reconstruir una imagen radiológica, por lo que se requiere un ordenador extraordinariamente potente en estos equipos.

El precio del ordenador puede suponer la tercera parte del coste total del equipo, aunque su precio se reduce cada vez más como consecuencia del progreso de la informática.

El tiempo de procesado del cálculo matemático necesario para la presentación de una imagen radiológica en la pantalla corresponde al tiempo de reconstrucción, y en estos momentos se encuentra aproximadamente en 1 segundo.

## 3) Sistema de Presentación y Almacenamiento de datos.

- ✓ **Mesa de trabajo:** contiene el teclado y medios de diálogo con el ordenador; la pantalla de visualización de las imágenes reconstruidas, y los medios de fotografía o grabado de la imagen presentada en los monitores de televisión.

Los datos digitales del ordenador se tienen que volver a convertir en señales analógicas (señales eléctricas) aptas para ser visualizadas en un monitor de televisión. Así pues, en el sistema se necesita un Convertidor de señales Analógico al Digital, para convertir las señales eléctricas que cuantifican los detectores de radiación en el gantry en números que pueda manejar el ordenador para resolver las transformaciones y ecuaciones matemáticas correspondientes.

La representación de los distintos valores de atenuación (absorción) dependerá del tipo de presentación de la imagen radiológica:

- **En la pantalla de televisión** será en blanco y negro, al igual que en la imagen radiológica; cuanto mayor sea el valor de atenuación, es decir, tanto más blanca sea el color de la imagen implicará que esa visualización corresponde a un tramo de pieza, y cuanto menor es el valor de atenuación, es decir, tanto más oscura será la imagen corresponderá a un tramo de aire.
  - **En la pantalla de televisión en color**, se elige un color arbitrario para cada valor de atenuación obtenido. Sin embargo, por el momento, aunque la imagen radiológica en color es perfectamente posible tras la manipulación digital de la imagen, ésta no aporta ninguna ventaja adicional a la imagen clásica en escala de grises, razón por la que se sigue utilizando esta escala de colores.
- ✓ **Discos ópticos, laser, magnéticos o cinta:** en ellos se graban las imágenes que se desean para su archivo y posterior visualización en cualquier formato de almacenamiento digital.

▪ **Descripción del proceso de medición:**

El proceso de medición comienza con la iluminación con rayos X de la pieza. Estos rayos, después de pasar a través de la pieza, son recogidos por un detector de rayos X, que detecta las variaciones de intensidad producidas por la absorción que produce la pieza. Esto permite generar una imagen bidimensional de la pieza proyectada en la dirección de incidencia del haz de rayos.

Repetiendo este proceso desde distintos Ángulos (conseguidos gracias a la mesa giratoria) es posible, mediante la utilización de complejos algoritmos, generar una imagen tridimensional de la pieza.

El volcado de estos datos en paquetes informáticos de metrología, (Geomagic Qualify 12 en este caso) permite superar las imágenes bidimensionales por capas típicas en aplicaciones médicas, pudiéndose realizar una visualización tridimensional de la pieza.

Además, mediante herramientas de ingeniería inversa y de metrología, es posible realizar las operaciones habituales en MMC: inspección de defectos (porosidades, grietas), medición tridimensional (incluso en zonas no accesibles sin realizar un ensayo destructivo), comparación con CAD, detección de desviaciones dimensionales o geométricas.

▪ **Aplicaciones médicas e ingenieriles:**

**1. Aplicaciones ingenieriles:**

En lo que a aplicaciones industriales se refiere, la tecnología de tomografía empleada se basa en la utilización de rayos X.

Los rayos X se llevan empleando con Éxito desde hace años fundamentalmente en tareas de detección de defectos en el control de productos producidos mediante soldadura, fusión y otros que requieran la detección de posibles defectos constructivos en zonas no accesibles, o incluso en el interior de la pieza (grietas, poros u otros). Sin embargo, estas técnicas carecían de capacidad metrológica, siendo únicamente sistemas de detección de defectos.

Recientemente han surgido equipos de medición basados en tomografía computarizada, que vienen siendo cada vez más utilizados para la medición simultánea de geometrías internas y externas de gran variedad de piezas. Estos equipos han permitido superar el uso de la tomografía como mero sistema de inspección, convirtiéndose en un nuevo principio de medición capaz de proporcionar información geométrica precisa y que ofrece, en algunos campos, ventajas significativas frente a métodos tradicionales.

**2. Aplicaciones medicas:**

En lo que a aplicaciones medicas se refiere, la tecnología de tomografía empleada se basa también en la utilización de rayos X.

Combinando los rayos X y sistemas informáticos se consigue crear una serie de imágenes transversales del paciente que valoradas después, en su conjunto, por el médico le ofrecen una formidable información de la anatomía del paciente en tres dimensiones.

Gracias a estas imágenes es posible estudiar con precisión y detalle las vísceras, huesos, músculos, grasa etc.

En estas exploraciones el haz de rayos X atraviesa al individuo y, según la capacidad de absorción de las diferentes estructuras del organismo, plasma una imagen radiográfica.

En este caso el tubo de rayos X gira en circulo y el haz de radiación es recogido por infinidad de detectores dispuestos en un anillo, en el centro se sitúa una mesa en la que esta acostado el paciente.

La mesa se va desplazando a pequeños intervalos, previamente programados, y cada vez que se detiene lanza un haz de rayos X.

Como resultado se obtiene una sucesión de imágenes transversales.

En una tomografía de rayos X médica convencional, el equipo clínico obtiene la imagen de una sección del cuerpo desplazando la fuente de rayos X y la película en direcciones opuestas durante la exposición. En consecuencia, las estructuras en el plano focal aparecen nítidas, mientras que las estructuras de los otros planos aparecen borrosas.

Estos equipos ofrecen una información excelente en los diferentes procesos infecciosos, tumorales o traumáticos de todo el organismo del paciente y permite la toma de decisiones acerca de los procesos descritos puesto que descarta o concreta la patología, además de permitir la perfecta planificación de los abordajes quirúrgicos precisos.

▪ **Equipos :**

En el mercado hay distintos distribuidores que se encargan de la fabricación y desarrollo de equipos de tomografía computarizada por rayos X, entre los cuales destacan ZEISS con su gama METROTOM, RX SOLUTIONS, WERTH MESSTECHNIK y NIKON.

❖ **ZEISS METROTOM**



La empresa líder en este tipo de equipos es Carl Zeiss, con su gama de productos METROTOM. Estos equipos consisten básicamente en una fuente de rayos X, una mesa giratoria donde la pieza que se desea escanear ha de ser colocada, un detector de rayos X y una unidad de procesamiento (compuesto por 6 procesadores) para analizar y mostrar los resultados de la medición.

➤ **Metrotom 1500:**

METROTOM 1500 fue desarrollado especialmente para que una gama de funcionamiento ancha que cumpla los diversos requisitos encontrados en laboratorios internos o externos de la medición y de la calificación sobre una base diaria.



**Ilustración 16: Metrotom 1500**

Las piezas hechas de plástico, cerámica, materiales compuestos, magnesio, aluminio y acero pueden ser medidas dimensional y geométricamente, además garantiza una evaluación muy eficiente.

➤ Metrotom 800:

Este modelo se adapta a los requisitos de la industria del moldeo a presión. Cumple con todos los requisitos de las compañías que se dedican a la metrología de piezas de tamaño medio.



**Ilustración 17: Metrotom 800**

Las piezas fabricadas de material plástico, compuesto y cerámico pueden ser medidas dimensional y geométricamente. También ofrece un cociente precio/funcionamiento muy atractivo.

❖ RX solutions



➤ RX SOLUTIONS máquina de tomografía computarizada CT/ easy Tom:

Este modelo es perfecto para micro y nano tomografías 3D de alta resolución, es decir, este modelo es ideal para caracterizar dimensional y geométricamente piezas que posean defectos de tamaños muy reducidos, defectos micro/ manométricos.



**Ilustración 18: RX SOLUTIONS easy Tom.**

Equipo que proporciona radioscopias digitales de alta resolución en tiempo real, lleva incorporado un eje motorizado de rotación que posee una alta exactitud.

Este equipo puede realizar de 0.25 a 250 resoluciones  $\mu\text{m}/\text{voxel}$ :

➤ RX SOLUTIONS máquina de tomografía computarizada por rayos X.CT.

Este modelo es un sistema muy compacto que permite realizar micro tomografías.



Ilustración 19: RX SOLUTIONS.

Permite realizar radioscopias digitales de alta resolución en tiempo real, lleva incorporado un eje motorizado de rotación que posee una alta exactitud.

Este equipo puede realizar de 3 a 250 resoluciones de  $\mu\text{m}/\text{voxel}$ .

❖ WERTH MESSTECHNIK :



➤ TomoScope 200:

Aparato que ofrece una medida dimensional totalmente exacta.

El diseño de esta máquina está basado en las máquinas que miden por coordenadas con multisensor y en los equipos de tomografía computarizada de radiografía.

Los equipos de tomografía computarizada se integraron en las máquinas que miden por coordenadas y dieron lugar a este magnífico aparato de medición.



Ilustración 20: TomoScope 200

Datos técnicos:

Ømax.= aproximadamente 197 milímetros;

Lmax.= medida de aproximadamente 317 usos del milímetro Permite medir piezas fabricadas de plástico, de metal ligero y de grafito.

❖ NIKOM:



➤ Nikon XT H 225:

El modelo XT H 225 es un sistema versátil que ofrece una fuente de gran alcance en la radiografía del micro foco, un gran volumen de inspección, alta resolución de imagen y además es un equipo diseñado para la reconstrucción ultrarrápida de CT.



Ilustración 21: Nikon XT H 225.

Estos dispositivos cubren una amplia gama de usos, incluyendo la inspección de bastidores pequeños, de piezas plásticas y de mecanismos complejos así como investigar los materiales y los especímenes naturales.

Ventajas:

- ✓ Fuente de la radiografía del micro foco 225kV con tamaño focal del punto de los 3μm.
- ✓ Operación de sistema fácil y coste bajo.
- ✓ Imágenes imponentes que proporcionan gran penetración.
- ✓ Adquisición de imágenes de alto rendimiento.
- ✓ Automatización directa de la inspección.

▪ Ventajas e inconvenientes

En cuanto a las ventajas que ofrece la técnica TC:

Las diferentes técnicas de prueba no destructiva, y especialmente en el análisis dimensional no llegan a determinar por completo las características internas de los objetos a analizar. Es por ello que estas técnicas convencionales acuden al corte de materiales para acceder al interior de las piezas.

En consecuencia, muchas características son modificadas o incluso llegan a perderse. La tomografía computarizada es una técnica de medición no destructiva que ofrece la posibilidad de realizar un análisis dimensional interior y exterior sin necesidad de recurrir al corte de piezas.

Esta técnica de medición ofrece grandes ventajas sobre los métodos convencionales como medición por coordenadas, medición óptica o escaneo láser:

Inspecciona el 100% del objeto, detectando defectos internos y externos, tales como discontinuidades, defectos de ensamble, defectos de fabricación o daño inducido durante el servicio. La inspección por rayos X es especialmente buena para localizar defectos volumétricos, como porosidades o huecos.

Puede discriminar distintos materiales, ya que la TC puede obtener una gama de 2.000 densidades diferentes de grises que, aún cuando se presenten agrupadas para su adaptación a la visión humana, permiten una cuantificación de densidad en sus diferentes elementos.

Se aplica a una gran variedad de materiales sólidos, y se pueden examinar piezas de geometría compleja.

Genera un registro permanente en la inspección.

Requiere poca preparación de las piezas antes de realizar el ensayo o prueba.

Ofrece la posibilidad de realizar la visualización en tiempo real.

Se obtienen imágenes tridimensionales con técnicas sofisticadas, como la tomografía computacional.

Técnica de medición no destructiva.

Mediciones reproducibles y trazables.

Permite la reconstrucción de las imágenes obtenidas dando lugar a una imagen espacial de los tres ejes, eliminando, en gran parte, la superposición de las estructuras radiografiadas.

Resulta ventajoso el uso del CT en aplicaciones como:

- ✓ Análisis de fallas y porosidad en piezas de fundición e inyección.
- ✓ Análisis de ensambles y funcionamiento de mecanismos encapsulados y análisis TOTAL de componentes.

- ✓ Ajuste de moldes respecto a piezas terminadas.
- ✓ Ingeniería inversa.
- ✓ Análisis dimensional y geométrico de piezas con cualquier geometría.

En cuanto a los inconvenientes que ofrece la técnica TC:

Cabe destacar que los de mayor relevancia están relacionados con la seguridad, ya que la utilización de una fuente de rayos X implica ciertos riesgos.

Las más significativas son:

Requiere de cuidados y complejos procedimientos de seguridad.

Se necesita tener acceso a ambos lados de la pieza que se inspecciona.

La capacidad de detección es muy sensible a la orientación de los defectos o anomalías. Para mayor detección, el defecto debe estar orientado en dirección paralela al haz de radiación.

Los defectos laminares son difíciles de detectar.

Requiere un alto grado de capacitación y destreza por parte de los inspectores.

Es relativamente costosa, y no se puede usar en estructuras que contienen material radiactivo, o en condiciones ambientales de alta temperatura.

Las fuentes radiactivas no se pueden “apagar”, y su intensidad decae con el tiempo, independientemente de su uso. Los requerimientos de seguridad son particularmente estrictos con este tipo de fuentes.

▪ Errores:

Para poder utilizar este tipo de equipos en aplicaciones metrológicas es preciso conocer sus fuentes de error.

Existen recientes publicaciones e incluso normas para determinar y minimizar los errores que se dan en la técnica TC:

- **ASTM E1695-95**(2006) (Standard Test Method for Measurement of Computed Tomography (CT) System Performance).
- **VDI/VDE 2630** (Computed tomography in dimensional measurement).
- **ASTM E1672-06** (Standard Guide for Computed Tomography (CT) System Selection).
- **ASTM E1441-00**(2005) (Standard Guide for Computed Tomography (CT) Imaging).
- **ASTM E1570-00**(2005)e1 (Standard Practice for Computed Tomographic (CT) Examination).

Para realizar un cálculo de la incertidumbre que se genera en cada fase del proceso de medición es preciso identificar y cuantificar las diferentes fuentes de error presentes en el proceso TC.

Fuentes de error presentes en el proceso de medición TC:

➤ **En el proceso de tomografiado:** aquellas relacionadas con el proceso de captura de las imágenes.

- La producción de rayos X.
- La precisión de la mesa giratoria.
- La posición de la pieza con respecto al detector.

- Desviaciones geométricas en el equipo y actuadores (desalineación de la lente y errores en el sensor de rayos X).
- El nivel de ruido de los sensores.
- Problemas en la lente.
- La precisión del propio detector y su ganancia.
- Los parámetros del proceso de tomografiado (intensidades y voltajes utilizados, el tiempo de disparo, los filtros utilizados, número de proyecciones utilizadas para una tomografía, etc.).
- Las condiciones de contorno (variaciones de temperatura, vibraciones, humedad, etc.).
- La propia pieza (coeficiente de dilatación, coeficiente de atenuación, complejidad geométrica, variedad de materiales, tamaño, rugosidad, suciedad, posición y orientación de ésta dentro del tomógrafo, etc.).

➤ **En el proceso de reconstrucción de datos:** En esta fase el objetivo es proporcionar una matriz 3D de pixeles volumétricos (voxels) que aporten la información del nivel de gris proporcional a la absorción de esa zona en el espacio de la pieza real.

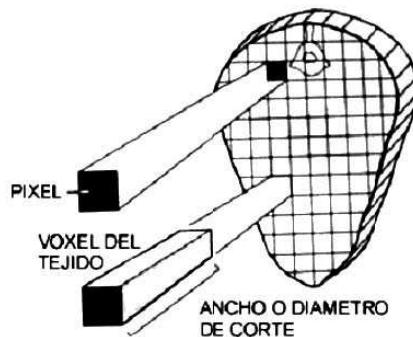


Ilustración 22: Diferencia entre Pixel y Voxel.

En esta fase, muchos errores de la fase anterior se hacen patentes apareciendo, por ejemplo, elementos geométricos que no existen en la realidad. Para corregir esto se han desarrollado algoritmos suficientemente robustos que compensen efectos como la absorción del material u otros.

- Influencia del propio software de reconstrucción.
- El algoritmo de reconstrucción utilizado.
- La precisión en la unión de las diferentes imágenes tomadas para cada tomografía.
- La aparición de “artefactos” o sombras.

➤ **En el post procesado o proceso de extracción de superficies:** En esta fase se trata de construir una nube de puntos a partir de la matriz 3D. Este proceso se ve afectado tanto por la estrategia elegida así como por los parámetros que se utilicen.

- Definición del “threshold” o umbral de nivel de gris que distinguen los diferentes materiales presentes en la pieza (o artefactos y sombras que aparezcan).
- Algoritmo de determinación de la superficie con resoluciones sub-voxel.

#### **Errores en post procesado:**

- **Nivel de threshold:** Error que origina imprecisiones en las imágenes obtenidas por el equipo TC (radiografías).  
El inconveniente de utilizar radiografías como elemento de medición es que no pueden ser directamente utilizadas para obtener una medición precisa, ya que el contorno de la pieza no queda totalmente definido.  
Las radiografías son imprimidas por el detector del equipo, elemento cuya función es detectar el haz de rayos X emitido e imprimir una imagen en función de la energía que posee cada rayo X. La imagen obtenida reproduce perfectamente el objeto de medición, pero el contorno de la pieza se difumina en diferentes tonos de gris, obteniéndose imprecisiones en la delimitación del contorno del objeto.  
Para poder definir con precisión el contorno de la pieza se utiliza un software que identifica un nivel de threshold para cada Voxel de la imagen, de esta forma queda identificado cada tono de gris que aparece en la radiografía.  
El nivel de threshold está relacionado con el nivel de gris obtenido para cada Voxel del modelo 3D.

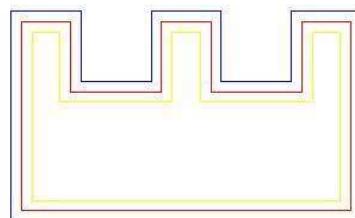
Por tanto este error consiste en que la imagen capturada en la tomografía no tiene definido con precisión su contorno, lo que origina errores de dimensionamiento.  
Para solventarlo aparece el término “nivel óptimo de threshold”.

“Nivel óptimo de threshold”: Nivel de gris que define el contorno de la pieza.

En la siguiente imagen se puede apreciar cómo influye el nivel óptimo de threshold para el dimensionamiento de una pieza, alterando notablemente su medición.

Nivel óptimo de Threshold:

Nivel threshold (990)  
Nivel threshold (1025)  
Nivel threshold (1060)



**Ilustración 23: Influencia del nivel óptimo de threshold en el contorno de una pieza.**

- **Error de escala:** Error que se da en el post procesado.

En el momento de realizar la medición, la máquina TC lanza un haz de rayos X que atraviesa el objeto perdiendo energía a medida que avanza, a continuación un detector absorbe el haz de rayos X e imprime una imagen basándose en la cantidad de energía que posee el haz.

Es en ese preciso instante es cuando se da el error de escala, ya que el haz de rayos X avanza longitudinalmente en forma de cono, produciéndose un sobredimensionamiento de la pieza tal y como se muestra en la ilustración siguiente:

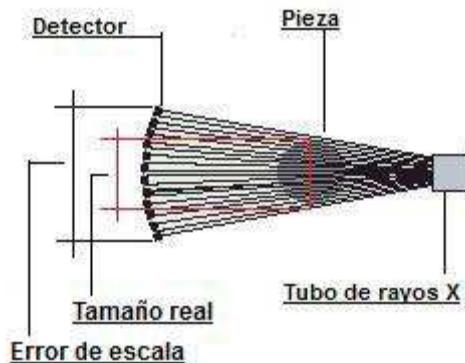


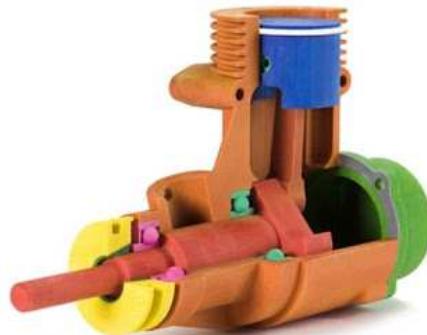
Ilustración 24: Error de escala.

- **En el proceso de valoración:** la influencia proviene fundamentalmente del software metrológico utilizado para dicha valoración.  
Por lo tanto, estos serán los principales aspectos a tener en cuenta durante la experimentación.

### **2.3 Prototipado rápido.**

El método de fabricación elegido para el encapsulado del proyecto realizado es el prototipado rápido, ya que esta es la técnica de fabricación que mejor se adapta a las necesidades de un proyecto.

Esta técnica de fabricación construye un prototipo de la pieza de forma rápida y económica con una precisión mecánica muy alta. Es ideal para realizar ensayos y pruebas antes de fabricar la pieza original.



**Ilustración 25: Pieza fabricada mediante por prototipado rápido.**

El prototipado rápido podemos definirlo como la técnica de fabricación más rápida de obtener una réplica exacta tridimensional de un diseño generado mediante aplicación CAD en 3D.

Estos modelos físicos pueden ser útiles únicamente para el estudio de mercado potencial al que van dirigidos, o pueden cumplir con la mayoría de los requerimientos mecánicos que tendría la pieza definitiva, ofreciendo la posibilidad de realizar pruebas funcionales y de homologación antes de que existan ni siquiera los moldes preliminares.

El prototipado rápido es un procedimiento mediante el cual se introducen coordenadas matemáticas, creadas mediante técnicas CAD/CAM, que son procesadas para realizar modelos a escala de forma rápida.

Las principales técnicas utilizadas en la realización de prototipado rápido son:

- 1) Estereolitografía.**
- 2) Sinterización selectiva por láser.**
- 3) Fabricación por corte y laminado.**
- 4) Deposición por hilo fundido.**

- 1) **Estereolitografía:** Es un procedimiento en el cual se solidifica una resina fotocurable (resina Epoxy y resinas acrílicas) en estado líquido mediante la acción de un láser ultravioleta. Esta solidificación se va realizando por capas hasta completar la pieza.

La maquina utilizada para su realización está compuesta por:

- Un laser ultravioleta
- Un recipiente con resina fotocurable en estado líquido.
- Un elevador dentro del recipiente.

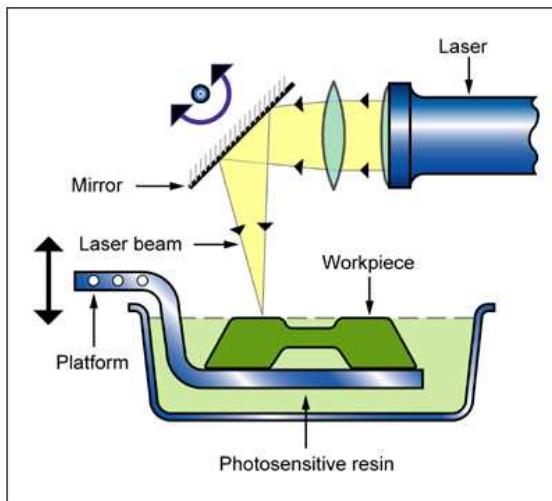


Ilustración 26: Estereolitografía

El procedimiento que se sigue es el siguiente:

Al introducir el archivo del moldeo en el ordenador, la máquina lo divide en secciones transversales de 0,003mm.

Una vez procesados los datos, el elevador se posiciona a 0,003mm por debajo de la superficie de la resina líquida.

El láser ultravioleta dibuja una sección transversal sobre la superficie del tanque de resina fotocurable, solidificando así la primera capa.

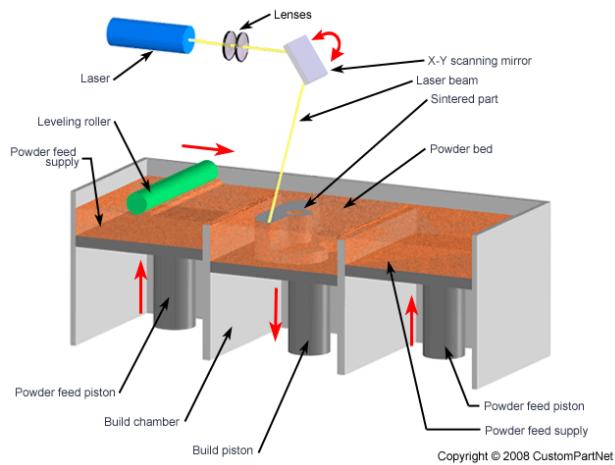
Una vez que el láser termina de solidificar la primera capa, el elevador baja el espesor indicado por la sección transversal y se solidifica otra nueva capa.

Este proceso se repite capa por capa hasta que el prototipo esté terminado.

- 2) **Sinterización selectiva por láser:** Es un procedimiento prácticamente similar al anterior, pero con diferencias en cuanto al tipo de material utilizado. En este caso se utiliza un material en polvo, en lugar de utilizar líquido.

La maquina utilizada para su realización está compuesta por:

- Un láser de CO<sub>2</sub>.
- Un rodillo.
- Un elevador.
- Dos tanques de polvo.



**Ilustración 27: Sinterización selectiva por láser.**

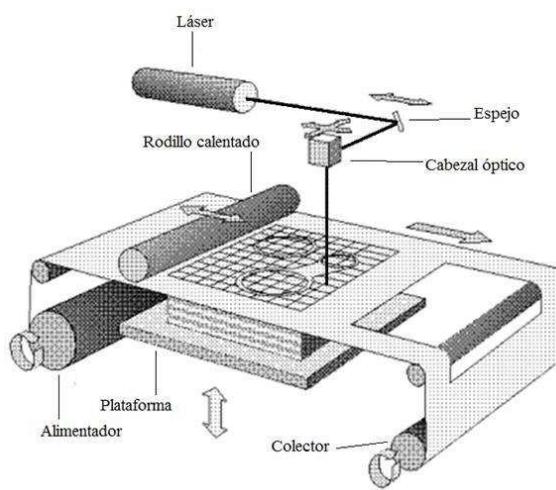
El procedimiento que sigue es el siguiente:

- Se parte del archivo STL de los datos 3D obtenidos en el modelado CAD.
- Se introduce en el ordenador y este lo procesa.
- Se esparce una capa de material SLS en polvo por la superficie de construcción.
- Se sinteriza una sección del archivo CAD.
- Usando la información del archivo, un laser de O<sub>2</sub> dibuja selectivamente una sección transversal del objeto sobre la capa de polvo. A medida que el láser dibuja la sección, el material se sinteriza (calienta y funde) creando una masa sólida que representa una sección transversal del objeto.
- Se repite el proceso, es decir, se vuelve a esparcir otra capa de polvo y el láser la vuelve a sinterizar, hasta terminar la pieza.

- 3) **Fabricación por corte y laminado:** Esta técnica está basada en la creación de prototipos rápidos a través de la superposición y pegado sucesivo de láminas de papel cortadas por láser.

La maquina utilizada para su realización está compuesta por:

- Un láser.
- Dos rodillos mediante los cuales el papel se va renovando.
- Un rodillo que presiona cada papel antes de ser cortado por el láser.
- Una plataforma móvil.



**Ilustración 28: Fabricación por corte y laminado.**

El procedimiento que sigue es el siguiente:

El láser corta los contornos de la pieza sobre un papel de 0,1 mm de espesor que se corresponde a la altura de la capa en el eje XY.  
Los sectores de papel sobrante, son cortados en cuadriculas para facilitar su remoción.  
Siempre se recorta el mismo contorno cuadrado.  
Posteriormente, los rodillos depositan una nueva capa de papel y se repite el proceso hasta terminar todas las capas.

4) **Deposición por hilo fundido:** En esta técnica se opera extruyendo una pequeña cantidad de un termoplástico (poliéster), a través de una diminuta boquilla, formando cada sección y a su vez el objeto tridimensional.

La maquina utilizada para su realización está compuesta por:

- Un cabezal móvil, el cual vierte el filamento de poliéster.
- Una plataforma fija.
- Rollo de poliéster.

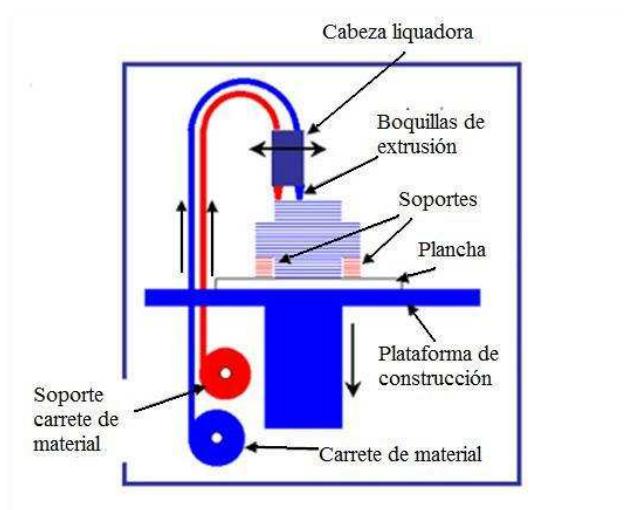


Ilustración 29: Deposición por hilo fundido.

El procedimiento que sigue es el siguiente:

El material sale del cabezal extractor en un estado semilíquido. El movimiento del cabezal en X e Y define cada sección o capa. Posteriormente, la plataforma desciende en eje Z dando lugar a una nueva capa sobre la anterior.

**Como conclusión se enumeran las principales ventajas que presenta cada una de estas técnicas:**

**1) Estereolitografía:**

- ✓ Método económico y rápido.
- ✓ Su finalidad es proporcionar una visión física y funcional del diseño.
- Aplicaciones: modelos conceptuales y estética, detalles de partes y exactitud, padrones maestros para procesos secundarios.

**2) Sinterización selectiva por láser:**

- ✓ Permite hacer ensayos de resistencia y durabilidad.
- ✓ Posibilidad de manejar diferentes materiales.
- ✓ Piezas muy resistentes.
- Aplicaciones: prototipos y patrones de plástico y metal, mecanizados complejos, partes de alta durabilidad, partes con pequeños rasgos, pequeños lotes de piezas metálicas o plásticas.

**3) Fabricación por corte y laminado:**

- ✓ Materia prima muy económica. A mayor tamaño de pieza, mayor ahorro.
- ✓ Precisión de 0,1mm (altura de la capa).
- ✓ La materia prima no se transforma en el proceso, por lo que obtenemos una pieza estable.
- ✓ No existe postproceso de curado en la pieza.

**4) Deposición por hilo fundido:**

- ✓ Gran rapidez (101 mm/seg.).
- ✓ Tamaño de la pieza a crear sin límite, únicamente los de la máquina.
- ✓ Pieza obtenida resistente y que no necesita ser mecanizada.
- ✓ Material dúctil como cualquier polímero.

## Capítulo 3: Descripción de errores.

**Capítulo 3: Índice.**

**3.1. Error de escala (pag 37-38).**

**3.2. Nivel óptimo de threshold (pag 38-39).**

### **3.1 Error de escala:**

El equipo TC utiliza un haz de rayos X en forma de cono para representar imágenes.

La forma de cono permite abarcar totalmente el volumen de la pieza, pero origina un error de escala (sobredimensionamiento).

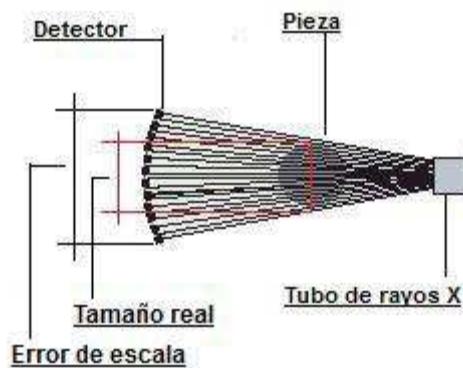


Ilustración 30: Error de escala.

Para corregir este error se ajusta el tamaño de Voxel asociado a la matriz volumétrica del modelo 3D.

### **Definición de Voxel:**

Voxel: pixel volumétrico.

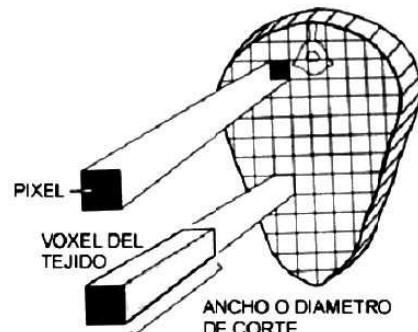


Ilustración 32: Definición de Voxel.

El tamaño de Voxel se ajusta según la distancia que se da entre el origen del haz y el detector. Pequeños errores en su cálculo causan una magnificación o reducción de las dimensiones de la pieza.

Dado que el foco de emisión del haz no es estable, se producen cálculos erróneos del tamaño de Voxel. Esto hace que las distancias reales varíen ligeramente de los valores esperados.

Múltiples son las causas que pueden hacer variar la posición real del foco, y las consecuencias en la medición son importantes.

Para completar el ajuste del error de escala se recurre a un factor de escala aplicado a todas las dimensiones tomadas, lo que permite solventar este error.

### 3.2 Nivel óptimo de Treshold:

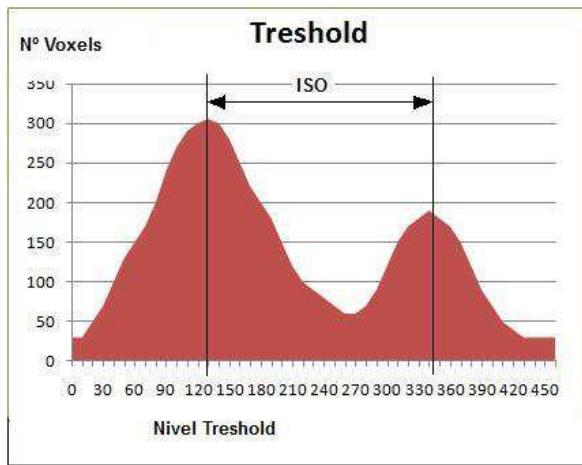
El nivel de threshold está relacionado con el nivel de gris obtenido para cada Voxel del modelo 3D, asociándose un valor para cada nivel de gris.

La máquina TC revela imágenes en blanco y negro (radiografías), este tipo de imagen no proporciona una definición precisa del objeto de estudio, el contorno del objeto se difumina (los Voxels que delimitan el contorno de la pieza no quedan suficientemente destacados).

Para solventar este error es necesario definir un nivel threshold que delimite el contorno de la pieza, asociándose un nivel threshold para diferenciar los Voxels que representan pieza de los que representan aire, “nivel óptimo de threshold”.

La asignación del nivel óptimo de threshold se realiza mediante “Mimics”, software que identifica los niveles threshold obtenidos en la tomografía y representa una gráfica de la periodicidad con la que se repiten dichos valores.

Ejemplo: Gráfica Nivel Threshold - Nº Voxels.



Gráfica 1: Nivel de threshold - Nº voxels.

En la grafica 1 se pueden apreciar dos picos que representan los niveles threshold más repetidos en la tomografía.

El valor obtenido en un Voxel está directamente relacionado con la densidad del cuerpo al que equivale, por tanto los valores más repetidos corresponden a las zonas que representan pieza y aire.

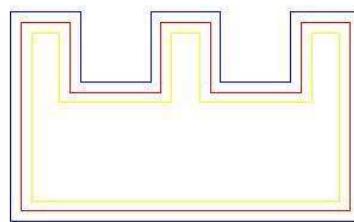
El nivel óptimo se encuentra entre esos dos picos, dado que ese tramo representa el contorno de la pieza. El tramo referenciado explica porque no queda totalmente definido el objeto de estudio, los valores intermedios entre ambos picos corresponden con la zona difuminada de la imagen.

Una vez obtenida la gráfica se procede a seleccionar el nivel óptimo de threshold experimentando con distintos valores, procedimiento que se explicará posteriormente.

Un valor pequeño de este valor define las piezas más gruesas de lo que son en realidad haciendo que las dimensiones interiores y exteriores tengan tendencias de error opuestas, lo contrario ocurre con un valor alto, obteniéndose resultados erróneos en el dimensionamiento de la pieza.

Nivel optimo de Threshold:

Nivel threshold (990)  
Nivel threshold (1025)  
Nivel threshold (1060)



**Ilustración 33: Patrón de medida (Valores Threshold óptimo).**

## **Capítulo 4: Descripción del método de corrección de errores:**

Apartado que tiene como objetivo explicar y describir el método de corrección de errores empleado para corregir los errores de escala y nivel óptimo de threshold.

Para facilitar la comprensión de este apartado se ha optado por dividirlo en 2 bloques:

**4.1 Introducción:** Bloque de introducción al método de corrección de errores.

**4.2 Método de corrección de errores:**

- 1) Medición de patrones por MMC.
- 2) Medición de patrones por TC.
- 3) Método de corrección del Nivel óptimo de threshold.
- 4) Método de corrección del Error de escala: Factor de escala.

### **Capítulo 4: Índice.**

**4.1. Introducción (pag.40-42).**

**4.2. Método de corrección de errores (pag.42-48).**

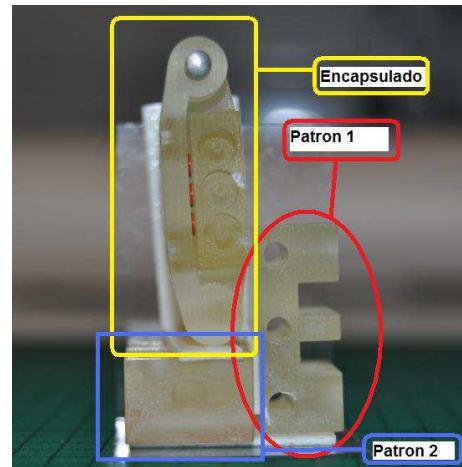
### **4.1 Introducción:**

El estudio previo realizado sobre la Tomografía Computarizada permitió conocer los inconvenientes y dificultades que se iban a plantear en el proceso de medición (error de factor de escala y nivel óptimo de threshold).

Para eliminar ambos errores se diseño un método de corrección aplicado sobre patrones de medida, piezas cuya geometría es más sencilla de dimensionar, lo que aporta mayor efectividad al método. La geometría diseñada para los patrones permite utilizar un equipo de medición convencional para cotejar los resultados obtenidos por el método TC. Para realizar esta tarea se seleccionó el sistema de medición por MMC, equipo con alta precisión y que permite medir todas las geometrías del dispositivo.

El diseño de los patrones consta de geometrías similares a las del encapsulado (cilindros, esferas, planos en los diferentes cuadrantes...) y están fabricados del mismo material, permitiendo calibrar el equipo TC antes de proceder con la medición del dispositivo.

La razón por la cual son necesarios 2 patrones de medida es que se necesita caracterizar los errores en todas las direcciones del espacio, lo que se consigue posicionándolos de diferente forma (vertical y horizontal) en el instante del tomografiado.



**Ilustración 34: Posicionamiento de patrones.**

Tomografía computarizada:

El proceso comienza realizando la tomografía de los patrones.



**Ilustración 35: Tomografiado de patrones y encapsulado.**

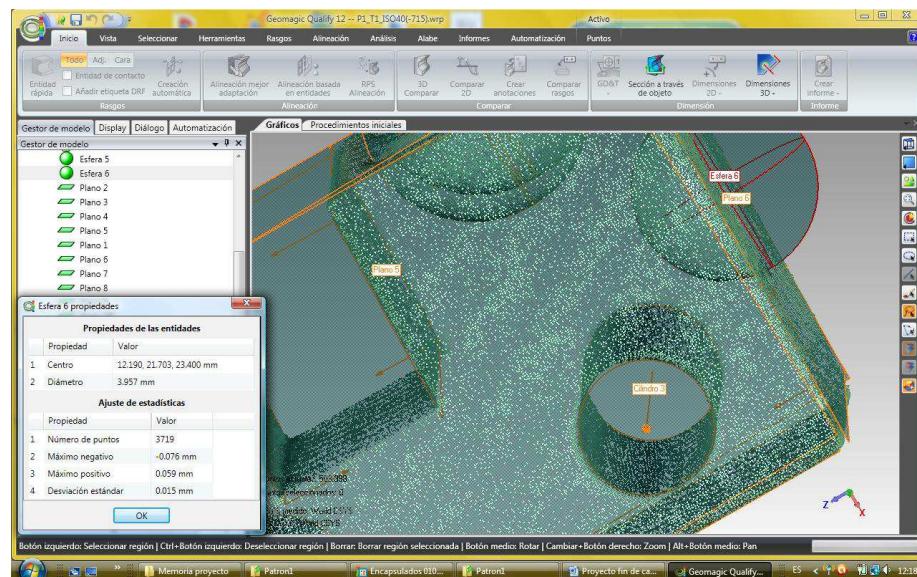
Una vez obtenidas todas las imágenes 2D necesarias para construir el modelo 3D, se cargan en un software que las filtra mejorando su calidad.

A continuación las imágenes filtradas se computan en otro software que se encarga de reconstruir el modelo 3D. Software suministrado por General Electric que utiliza un algoritmo de reconstrucción basado en el grado de absorbitividad de las imágenes para generar los Voxels del modelo 3D.

El modelo 3D es ejecutado en “Mimics”, software que extrae la superficie del objeto fijando el threshold de cada Voxel y define las paredes del objeto en forma de nube de puntos.

Mimics permite designar el nivel óptimo de threshold, lo que permite definir el contorno de la pieza y solucionar el error que conlleva.

Por último Geomagic Qualify carga el archivo proporcionado por Mimics visualizando la imagen 3D en forma de nube de puntos, permitiendo inspeccionar el interior de la pieza, crear sus formas geométricas y dimensionarlas.



**Ilustración 36: Geomagic Qualify 12.**

## 4.2 Método de corrección de errores.

### 4.2 Método de corrección de errores: Índice

- 1) Medición de patrones por MMC (pag.42-44).
- 2) Medición de patrones por TC (pag.44).
- 3) Método de corrección del Nivel óptimo de threshold (pag.45-47).
- 4) Método de corrección del Error de escala: Factor de escala (pag.48).

#### 1) Medición de patrones por MMC:

Para corregir los errores que presenta este método de medición se decidió cotejar los resultados obtenidos por Geomagic con los obtenidos con un dispositivo de MMC (Calypso), el objetivo de esta estrategia de medición es abarcar todas las geometrías presentes en el contorno del dispositivo (esferas, cilindros y planos) para su posterior corrección.

En la siguiente ilustración se proporciona una imagen de las geometrías de estudio presentes en los patrones:

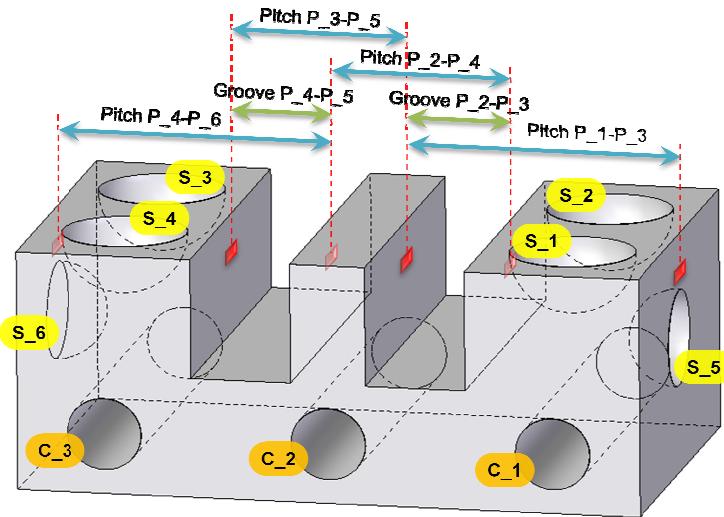


Ilustración 37: Geometrías de estudio.

#### Geometrías de estudio:

- **Análisis del nivel óptimo de threshold:** Geometrías que proporcionan información del contorno de la pieza.
  - Distancias entre planos: DP<sub>1</sub>-P<sub>3</sub>, DP<sub>2</sub>-P<sub>3</sub>, DP<sub>2</sub>-P<sub>4</sub>, DP<sub>3</sub>-P<sub>5</sub>, DP<sub>4</sub>-P<sub>5</sub>, DP<sub>5</sub>-P<sub>6</sub>.
  - Diámetro de cilindros: C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub> y C<sub>3</sub>.
  - Diámetro de esferas: S<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>, S<sub>3</sub>, S<sub>4</sub>, S<sub>5</sub> y S<sub>6</sub>.
- **Análisis del error de escala:** Geometrías independientes del nivel óptimo de threshold, proporcionan información sobre la escala de la imagen.
  - Posición de centros de esferas: coordenadas de centros de esferas (x,y,z) , datos necesarios para el cálculo de distancias entre centros de esferas.
  - Distancia entre centros de esferas: Dimensión utilizada para comprobar la escala. DS<sub>1</sub>-S<sub>2</sub>, DS<sub>1</sub>-S<sub>3</sub>, DS<sub>1</sub>-S<sub>4</sub>, DS<sub>1</sub>-S<sub>5</sub>, DS<sub>1</sub>-S<sub>6</sub>, DS<sub>2</sub>-S<sub>3</sub>, DS<sub>2</sub>-S<sub>4</sub>, DS<sub>2</sub>-S<sub>5</sub>, DS<sub>2</sub>-S<sub>6</sub>, DS<sub>3</sub>-S<sub>4</sub>, DS<sub>3</sub>-S<sub>5</sub>, DS<sub>3</sub>-S<sub>6</sub>, DS<sub>4</sub>-S<sub>5</sub>, DS<sub>4</sub>-S<sub>6</sub>, DS<sub>5</sub>-S<sub>6</sub>.

La numeración de los elementos geométricos viene determinada por una marca situada en el plano1 de cada patrón.

Resultados obtenidos: Medidas convencionalmente verdaderas

	Patron1 (mm)	Patron2 (mm)
<b>Diámetro S1</b>	4,88	4,864
<b>Diámetro S2</b>	4,88	4,889
<b>Diámetro S3</b>	4,868	4,886
<b>Diámetro S4</b>	4,874	4,867
<b>Diámetro S5</b>	3,955	3,949
<b>Diámetro S6</b>	4,013	3,969
<b>Diámetro C1</b>	2,871	2,861
<b>Diámetro C2</b>	2,865	2,872
<b>Diámetro C3</b>	2,857	2,873
<b>Distancia P1-P3</b>	10,976	10,977
<b>Distancia P2-P3</b>	3,876	3,849
<b>Distancia P2-P4</b>	7,026	7,053
<b>Distancia P3-P5</b>	6,998	7,000
<b>Distancia P4-P5</b>	3,847	3,796
<b>Distancia S1-S2</b>	6,995	7,001
<b>Distancia S1-S3</b>	19,334	19,325
<b>Distancia S1-S4</b>	18,015	18,009
<b>Distancia S1-S5</b>	6,595	6,596
<b>Distancia S1-S6</b>	22,311	22,243
<b>Distancia S2-S3</b>	18,018	18,009
<b>Distancia S2-S4</b>	19,318	19,318
<b>Distancia S2-S5</b>	6,606	6,615
<b>Distancia S2-S6</b>	22,308	22,243
<b>Distancia S3-S4</b>	6,991	6,999
<b>Distancia S3-S5</b>	22,290	22,288
<b>Distancia S3-S6</b>	6,588	6,563
<b>Distancia S4-S5</b>	22,280	22,281
<b>Distancia S4-S6</b>	6,583	6,554
<b>Distancia S5-S6</b>	25,183	25,118

**2) Medición de patrones por TC:**

Una vez obtenidos los resultados de la medición por MMC se procede a realizar la medición de los mismos elementos geométricos por TC, realizándose 4 tomografías por patrón.

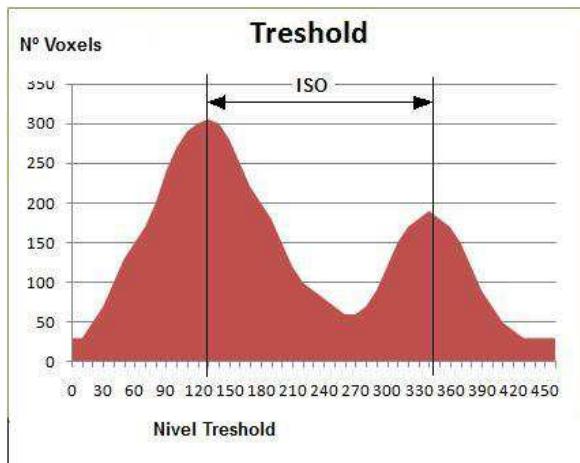
Las imágenes 2D obtenidas en las tomografías son filtradas y se ejecutan en el software de reconstrucción proporcionado por General Electric, obteniéndose 4 modelos 3D de cada patrón.

Los modelos 3D son ejecutados en Mimics, software que fija en nivel threshold de cada Voxel y proporciona la grafica Treshold mencionada en el Capítulo3.

### 3) Método de corrección del Nivel óptimo de threshold.

Una vez obtenida la gráfica threshold en “Mimics” comienza el método de corrección del nivel óptimo de threshold.

La gráfica obtenida tiene una apariencia similar a la del ejemplo. Destacar que la gráfica de la imagen no se corresponde con la real, es meramente un ejemplo para la explicación.



**Gráfica2: Ejemplo para gráfica threshold.**

La explicación de la gráfica ha sido realizada en el capítulo3 por lo que nos centraremos en explicar el método.

Una vez acotado el rango de valores posibles del nivel óptimo (tramo entre los 2 picos) se procede a experimentar con distintos valores hasta dar con el valor óptimo.

#### Estrategia:

Se da valor ISO 0 al nivel threshold correspondiente al primer pico e ISO 100 al siguiente. Para que este proceso reiterativo sea lo más corto posible se elijen los valores correspondientes a ISO 40, 50 y 60, descartándose la mitad de las posibilidades con la primera medición.

Al crearse 3 modelos ISO por tomografía, se obtiene un total de 12 archivos por patrón, 24 en total.

Tras obtener los 24 archivos, se procede a ejecutarlos con Geomagic, software que visualiza el modelo 3D en forma de nube de puntos y que permite el dimensionamiento del mismo.

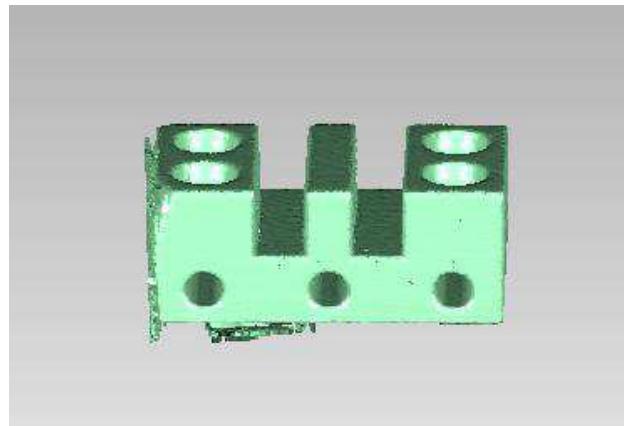


Ilustración 38: Modelo 3D del patrón ejecutado en Geomagic.

De los datos obtenidos solo unos cuantos tienen relación directa con el nivel óptimo de threshold. Como se puede apreciar en la siguiente imagen las distancias entre los planos DP1-P3, DP2-P4 y DP3-P5 son las mismas para cualquier nivel ISO (nivel óptimo de threshold).

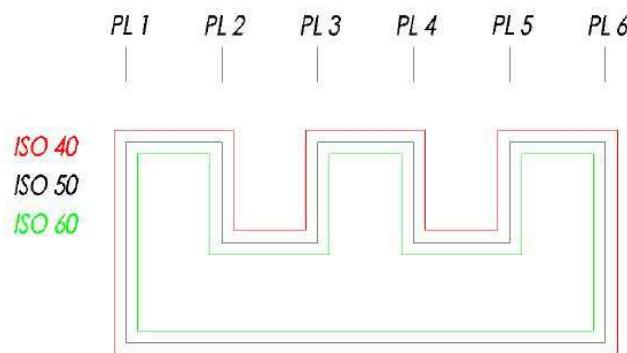


Ilustración 39: Variación del contorno de la pieza según ISO.

DP2-P3, DP4-P5, DP5-P6

Datos relevantes:

- Diámetro de esferas S1, S2, S3, S4, S5 y S6.
- Distancias entre planos DP2-P3, DP4-P5 y DP5-P6.
- Diámetro de cilindros C1, C2 y C3.

Una vez obtenidos todos los datos, se analizan y comparan con los resultados obtenidos por Calypso (Maquina de Medición por Coordenadas). Este análisis permite comprobar si el rango de valores elegido se encuentra cerca del nivel óptimo, en nuestro caso se observó que el nivel óptimo de las tomografías se situaba muy próximo al rango de valores seleccionado, por lo que se decidió realizar una aproximación lineal y otra polinómica de cada dato, calculando los valores ISO óptimos de cada uno de ellos.

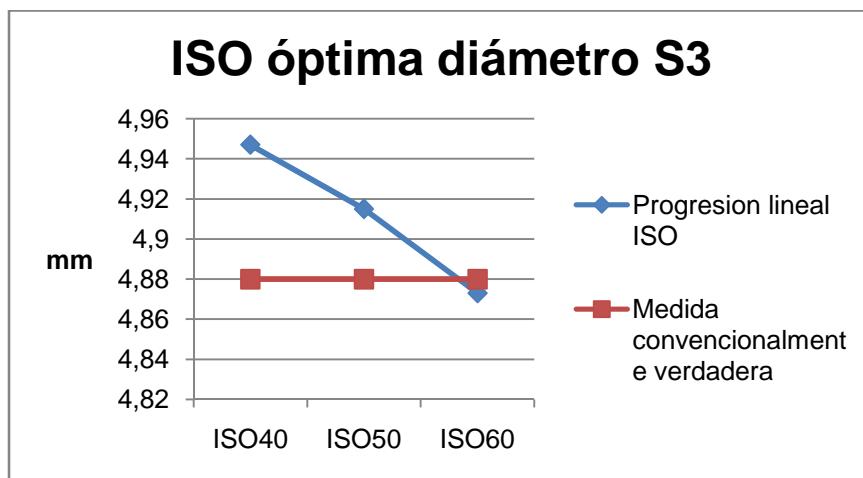
De esta forma se obtienen 2 soluciones para cada uno (uno por regresión lineal y otro por regresión polinómica).

Ejemplo: Calculo del nivel óptimo ISO del diámetro S3, patrón 1, Tomografía 1 por regresión lineal.

- 1) Tabla que se representa las medidas obtenidas para S3 de las diferentes ISOs y la medida convencionalmente verdadera obtenida por MMC (real).

Diámetro S3, Patrón 1, Tomografía 1			
Real	ISO 40	ISO 50	ISO60
4,88	4,947	4,915	4,873

- 2) Calculo de ISO óptima por regresión lineal.



Gráfica 3 : ISO óptima S3.

Extrapolando este ejemplo al resto de datos y realizando el mismo cálculo por regresión polinómica se obtiene el valor ISO óptimo para cada dato, resultando 2 valores para cada uno de ellos. El cálculo por regresión lineal y polinómica es independiente el uno del otro, simplemente es una forma de comprobar cuál es el ajuste que mejor se adapta a la tendencia que adquiere el nivel ISO óptimo

Como el método utiliza 2 patrones de medida para la caracterización del error en todas las direcciones del espacio, es necesario calcular el valor que se obtiene al realizar la media aritmética del dato entre ambos valores (valor Patron1 y Patron2)

Para obtener el valor óptimo de una tomografía se calcula la media aritmética de todos los valores obtenidos en la tomografía, obteniéndose 2 valores óptimos para cada una (uno por reg. lineal y otro por reg. polinómica).

	Resultados ISO óptima por regresión lineal (media patrón 1 y 2).									
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	DP4-P5	DP2-P3	DP5-P6	Media
Tomo1	63,65	63,867	59,02	64,144	61,544	51,601	50,776	58,237	62,649	59,5
Resultados ISO óptima por regresión polinómica grado 2 (media patrón 1 y 2).										
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	DP4-P5	DP2-P3	DP5-P6	Media
Tomo1	68,524	64,736	65,849	66,356	65,273	51,349	51,976	58,444	62,398	61,65

#### **4) Método de corrección del Error de escala: Factor de escala.**

La corrección de este error se hace mediante el software de General Electric, programa que ajusta el tamaño de Voxel del modelo 3D según la distancia que se da entre el detector y el foco de emisión de rayos X.

Ajuste que no es suficiente, ya que el foco de emisión no es estable, lo que produce un pequeño error en el cálculo del tamaño de Voxel originando imperfecciones del volumen de pieza en el modelo 3D.

Para corregir esta imperfección se recurre al cálculo de un factor de escala que se aplicará a todas las dimensiones obtenidas con Geomagic. De esta forma el modelo 3D queda perfectamente escalado.

Calculo del factor de escala:

Para proceder a su cálculo es necesario encontrar una dimensión que no dependa del nivel óptimo de threshold, utilizar una medida que se vea afectada por este error originaría un cálculo erróneo aumentando más el error cometido.

La distancia entre centros de esferas es una dimensión que cumple este requisito, por lo que será la dimensión utilizada para efectuar el cálculo del factor de corrección.

El principal inconveniente de utilizar distancias entre centros de esferas es que su cálculo no es inmediato, se necesita conocer la posición de los centros.

La posición de los centros se obtiene en coordenadas cartesianas (x,y,z) y mediante el cálculo del modulo del segmento proporcionado por 2 puntos se obtiene la distancia entre centros: Raiz((x<sub>1</sub>-x<sub>2</sub>)<sup>2</sup>+(y<sub>1</sub>-y<sub>2</sub>)<sup>2</sup>+(z<sub>1</sub>-z<sub>2</sub>)<sup>2</sup>) = distancia.

Una vez obtenidas todas las distancias, se procede al cálculo del factor de escala:

· Distancia entre esferas y factor de corrección.

	Medida Real	ISO 40		ISO 50		ISO 60	
		Medida	Factor Corrección	Medida	Factor Corrección	Medida	Factor Corrección
Distance S_1-S_2	6.998703087	7.020523621	0.992849138	7.041271	0.993954476	7.039430	0.994214406
Distance S_1-S_3	19.37376022	19.34785553	0.997278102	19.430519	0.997078883	19.433606	0.996920509
Distance S_1-S_4	18.0555514	18.01854062	0.997990349	18.098826	0.997609005	18.101852	0.997442211
Distance S_1-S_5	6.652635768	6.663891264	0.994262462	6.677805	0.996230875	6.666238	0.997959535
Distance S_1-S_6	22.31166188	22.30357264	0.996305857	22.392576	0.996386556	22.404410	0.99586028
Distance S_2-S_3	18.05730049	18.01276275	0.998407179	18.093011	0.998026266	18.099054	0.997693074
Distance S_2-S_4	19.35584851	19.32034353	0.997774887	19.405297	0.997451787	19.408558	0.997284211
Distance S_2-S_5	6.663406978	6.67189804	0.994677051	6.684032	0.996914125	6.676687	0.998010944
Distance S_2-S_6	22.30352816	22.28413812	0.996811239	22.374074	0.996846966	22.388813	0.996190721
Distance S_3-S_4	6.995754933	7.014285378	0.993315399	7.043199	0.993263828	7.039236	0.993823016
Distance S_3-S_5	22.35923972	22.32056011	0.997670527	22.399205	0.998215772	22.392343	0.998521654
Distance S_3-S_6	6.599205709	6.604801724	0.995100812	6.626181	0.995929048	6.628895	0.995521275
Distance S_4-S_5	22.34746394	22.31165898	0.997542897	22.390722	0.998068025	22.381335	0.998486625
Distance S_4-S_6	6.604342011	6.626238024	0.9926536	6.644052	0.994023295	6.644172	0.994005326
Distance S_5-S_6	25.18191137	25.16706996	0.996531964	25.251331	0.997250852	25.254361	0.997131222
		0.99594464		0.996483317		0.996604334	

1. Cálculo del factor de escala para cada distancia: se divide la medida convencionalmente verdadera obtenida por MMC entre la obtenida por Geomagic.
2. Cálculo del promedio del factor para todas las distancias del modelo, uno para cada ISO.
3. El valor obtenido por el promedio es el factor de escala que se aplicara únicamente a ese modelo, obteniendo un factor de escala para cada archivo computado en Geomagic.

## Capítulo 5: Resultados.

Capítulo 5: Índice.
5.1 Resultados: Factor de escala (pag.49-52).
5.2 Resultados: Nivel óptimo de threshold (pag.52-55).

### 5.1 Resultados: Factor de escala.

**Análisis de resultados intermedios:** Apartado en que se analizan los resultados obtenidos para cada dato.

- Tomografía 1: Factor de escala obtenido para cada ISO y patrón.

	Factor de escala Tomografía 1					
	Patron1			Patron2		
	ISO 40	ISO 50	ISO 60	ISO 40	ISO 50	ISO 60
Distance S_1-S_2	0,992612755	0,992886884	0,993710726	0,9960301	0,996141506	0,996449522
Distance S_1-S_3	0,99519414	0,995073358	0,995077644	0,995575673	0,995635175	0,995548286
Distance S_1-S_4	0,995734732	0,995361876	0,995415738	0,996294275	0,996298396	0,995912866
Distance S_1-S_5	0,982231538	0,987589464	0,988798911	0,989202975	0,987661427	0,987886712
Distance S_1-S_6	0,996097932	0,995945712	0,995745913	0,9953476	0,995501276	0,995500815
Distance S_2-S_3	0,996124131	0,995868252	0,995701479	0,995784886	0,995458915	0,995615842
Distance S_2-S_4	0,995811243	0,995550071	0,995571342	0,996442362	0,996154466	0,996026296
Distance S_2-S_5	0,983531108	0,987138175	0,988896997	0,990849308	0,990780144	0,989744388
Distance S_2-S_6	0,996825997	0,996641542	0,996304246	0,995621006	0,995546335	0,995649117
Distance S_3-S_4	0,992749022	0,993719527	0,993834445	0,995575526	0,995860068	0,995426628
Distance S_3-S_5	0,993007994	0,994697012	0,995162886	0,995382068	0,995235866	0,995239052
Distance S_3-S_6	0,99351994	0,993766414	0,993111663	0,991361805	0,992243673	0,990045473
Distance S_4-S_5	0,992907064	0,994658939	0,995208314	0,99570937	0,995512027	0,995392435
Distance S_4-S_6	0,988497259	0,990219039	0,990336583	0,98836017	0,989323195	0,988884776
Distance S_5-S_6	0,9949478	0,996481477	0,996681155	0,996067468	0,996071709	0,99634624

Tabla 1: Factor de escala obtenido para cada distancia entre esferas de la tomografía 1.

- Tomografía 2: Factor de escala obtenido para cada ISO y patrón.

	Factor de escala Tomografía 2					
	Patron1			Patron2		
	ISO 40	ISO 50	ISO 60	ISO 40	ISO 50	ISO 60
Distance S_1-S_2	0,993001336	0,993133413	0,992262993	0,996407509	0,996410142	0,996263831
Distance S_1-S_3	0,995028666	0,994928469	0,994950585	0,995611524	0,995888581	0,995728163
Distance S_1-S_4	0,995375465	0,995281423	0,995234807	0,996081367	0,996195642	0,996136743
Distance S_1-S_5	0,984257683	0,986154694	0,988927096	0,986892207	0,987292331	0,988854444
Distance S_1-S_6	0,996053536	0,996000442	0,995656361	0,995641451	0,995735117	0,99583643
Distance S_2-S_3	0,995783777	0,995628862	0,995565105	0,995622629	0,995839185	0,995738203
Distance S_2-S_4	0,995446963	0,995385224	0,995095966	0,996084236	0,996187325	0,996153103
Distance S_2-S_5	0,985476909	0,986671422	0,987249238	0,990327742	0,989453413	0,991245728
Distance S_2-S_6	0,996736357	0,996631652	0,996025855	0,995743525	0,995752632	0,996002754
Distance S_3-S_4	0,992951729	0,993230697	0,992803185	0,995232201	0,995935267	0,995657671
Distance S_3-S_5	0,994496808	0,994577798	0,995565973	0,995155042	0,995305781	0,99596964
Distance S_3-S_6	0,993555186	0,993330263	0,992066272	0,990720122	0,990404715	0,990241089
Distance S_4-S_5	0,994452052	0,99460381	0,995575398	0,995265721	0,995322059	0,996173098
Distance S_4-S_6	0,990746402	0,990569983	0,989686131	0,989533619	0,98887189	0,988925025
Distance S_5-S_6	0,996632212	0,996666899	0,997216853	0,996226948	0,996302861	0,997249617

Tabla 2: Factor de escala obtenido para cada distancia entre esferas de la tomografía 2.

- Tomografía 3: Factor de escala obtenido para cada ISO y patrón.

	Factor de escala Tomografía 3					
	Patrón1			Patrón2		
	ISO 40	ISO 50	ISO 60	ISO 40	ISO 50	ISO 60
Distance S_1-S_2	0,993470911	0,994043573	0,993902374	0,996034222	0,996179423	0,996323942
Distance S_1-S_3	0,99609611	0,996082986	0,996150791	0,996140896	0,996091311	0,996175711
Distance S_1-S_4	0,995146492	0,994992506	0,995047916	0,995864693	0,995808467	0,995862342
Distance S_1-S_5	0,992615765	0,992176753	0,992507241	0,994333681	0,994784513	0,995136478
Distance S_1-S_6	0,996366971	0,997015511	0,997303488	0,993056341	0,993224244	0,993927065
Distance S_2-S_3	0,99544434	0,995448565	0,995504029	0,995349036	0,995349008	0,995349433
Distance S_2-S_4	0,993957864	0,993971058	0,993962616	0,995196845	0,995180388	0,995162059
Distance S_2-S_5	0,996270863	0,995948574	0,99621186	0,998668505	0,998640707	0,998910497
Distance S_2-S_6	0,995641743	0,99642429	0,9966891	0,992757616	0,992905649	0,993533698
Distance S_3-S_4	0,993018785	0,993436226	0,993295133	0,996122177	0,995845706	0,995844909
Distance S_3-S_5	0,995593849	0,99537906	0,995576684	0,996991025	0,997178732	0,997487857
Distance S_3-S_6	0,984983509	0,986741887	0,987031428	0,982140095	0,981511675	0,982475958
Distance S_4-S_5	0,994357125	0,994113554	0,994288187	0,996604039	0,996846961	0,997131541
Distance S_4-S_6	0,985856313	0,987521473	0,987744606	0,980166573	0,980472157	0,981370451
Distance S_5-S_6	0,996761038	0,997237893	0,997636027	0,995264731	0,995697762	0,99660631

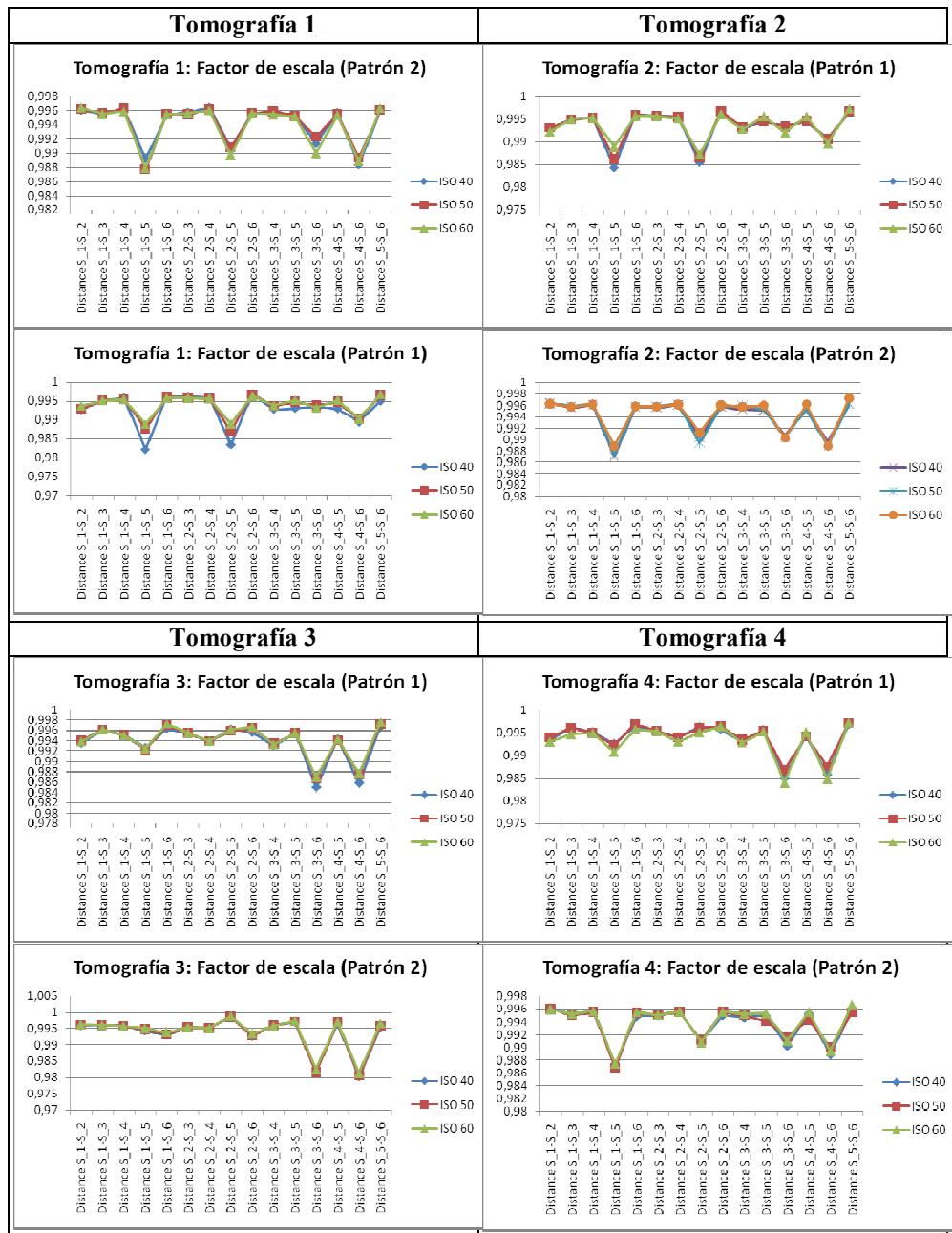
Tabla 3: Factor de escala obtenido para cada distancia entre esferas de la tomografía 3.

- Tomografía 4: Factor de escala obtenido para cada ISO y patrón.

	Factor de escala Tomografía 4					
	Patrón1			Patrón2		
	ISO 40	ISO 50	ISO 60	ISO 40	ISO 50	ISO 60
Distance S_1-S_2	0,993470911	0,994043573	0,992973382	0,996204962	0,996061604	0,995938306
Distance S_1-S_3	0,99609611	0,996082986	0,994615073	0,995086239	0,995070023	0,995217053
Distance S_1-S_4	0,995146492	0,994992506	0,994874389	0,995659444	0,995556811	0,995673891
Distance S_1-S_5	0,992615765	0,992176753	0,990704336	0,987199447	0,98680181	0,987464194
Distance S_1-S_6	0,996366971	0,997015511	0,995696237	0,994855908	0,995419657	0,995493249
Distance S_2-S_3	0,99544434	0,995448565	0,995327484	0,995009296	0,995009958	0,995061552
Distance S_2-S_4	0,993957864	0,993971058	0,993001243	0,995609513	0,995557573	0,995578458
Distance S_2-S_5	0,996270863	0,995948574	0,995007761	0,990924534	0,991066419	0,990801489
Distance S_2-S_6	0,995641743	0,99642429	0,996354764	0,994996638	0,99565777	0,995577096
Distance S_3-S_4	0,993018785	0,993436226	0,992766945	0,994667569	0,994965657	0,995253941
Distance S_3-S_5	0,995593849	0,99537906	0,995211041	0,99502567	0,994152686	0,995320311
Distance S_3-S_6	0,984983509	0,986741887	0,983964406	0,990222335	0,991681342	0,991029188
Distance S_4-S_5	0,994357125	0,994113554	0,995095137	0,995304616	0,994356493	0,995529601
Distance S_4-S_6	0,985856313	0,987521473	0,984825301	0,988802178	0,989932695	0,98946308
Distance S_5-S_6	0,996761038	0,997237893	0,997166518	0,995870164	0,995478541	0,996712363

Tabla 4: Factor de escala obtenido para cada distancia entre esferas de la tomografía 4.

Para analizar los resultados obtenidos en las tablas se han creado gráficas que representan los valores obtenidos de los datos para cada nivel ISO, realizándose la comparación entre ISOs de un mismo patrón y tomografía.



Las gráficas obtenidas reflejan una tendencia homogénea de valores, lo que significa que el método elaborado es el adecuado.

La tendencia de valores obtenida para un mismo patrón en cada tomografía es muy similar, esto significa que la distancia entre centros de esferas es un dato independiente del nivel óptimo de threshold, requisito indispensable para que el método de corrección sea correcto, si no fuera así los valores obtenidos de un nivel ISO a otro cambiarían de tendencia.

### **Resultados finales del factor de escala:**

		Factor de corrección	
Tomografía 1	Patrón1	ISO 40	0,99271951
		ISO 50	0,993706516
		ISO 60	0,993970536
	Patrón2	ISO 40	0,994240306
Tomografía 2	Patrón1	ISO 50	0,994228279
		ISO 60	0,993977897
		ISO 40	0,993333005
	Patrón2	ISO 50	0,99351967
Tomografía 3	Patrón1	ISO 60	0,993592121
		ISO 40	0,99403639
		ISO 50	0,994059796
	Patrón2	ISO 60	0,994411703
Tomografía 4	Patrón1	ISO 40	0,993705445
		ISO 50	0,994035594
		ISO 60	0,994190099
	Patrón2	ISO 40	0,993646032
	Patrón1	ISO 50	0,993714447
		ISO 60	0,99408655
		ISO 40	0,993705445
	Patrón2	ISO 50	0,994035594
	Patrón1	ISO 60	0,993661536
		ISO 40	0,993695901
		ISO 50	0,993784603
	Patrón2	ISO 60	0,994007585

Resultados muy homogéneos y cercanos a 1, implica que el error cometido en el cálculo del tamaño de Voxel es mínimo.

### **5.2 Resultados: Nivel óptimo de threshold.**

**Resultados finales:** Nivel ISO óptimo obtenido para cada tomografía mediante ajuste de tendencia lineal y polinómica.

RESULTADOS FINALES CON TENDENCIA LINEAL (Media patrón 1 y 2)

	Esfera 1	Esfera 2	Esfera 3	Esfera 4	Esfera 5	Esfera 6	P4-P5	P2-P3	P5-P6	P3-P4	Media
Tomografía 1	63.650	63.867	63.097	64.144	61.547	51.601	50.776	58.237	62.649	52.049	59.162
Tomografía 2	65.364	65.449	64.444	64.120	65.855	54.102	56.397	53.342	61.297	52.818	60.319
Tomografía 3	63.735	65.893	65.145	63.151	68.180	51.114	55.977	51.932	62.422	52.308	59.986
Tomografía 4	63.786	65.248	64.166	65.464	61.174	54.263	55.966	52.471	62.513	52.358	59.741

RESULTADOS FINALES CON TENDENCIA POLINÓMICA GRADO 2 (Media patrón 1 y 2)

	Esfera 1	Esfera 2	Esfera 3	Esfera 4	Esfera 5	Esfera 6	P4-P5	P2-P3	P5-P6	P3-P4	Media
Tomografía 1	68.524	64.736	65.849	66.356	65.273	51.349	51.976	58.444	62.398	51.602	60.651
Tomografía 2	65.345	66.956	64.747	64.423	70.540	53.957	56.496	53.016	61.015	52.355	60.885
Tomografía 3	63.998	67.548	66.154	64.037	68.381	50.383	55.916	51.733	62.650	51.634	60.243
Tomografía 4	64.109	65.229	66.894	66.199	63.853	53.771	56.016	52.529	63.493	51.870	60.396

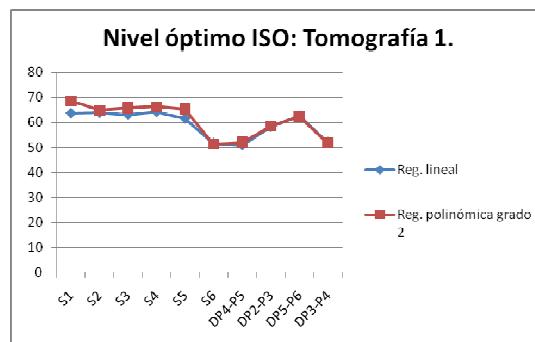
**Análisis de resultados:** Comparación de resultados obtenidos entre regresión lineal y polinómica para cada tomografía.

- Tomografía 1:

**Tabla 5 : Comparación entre ajuste lineal y polinómico T1.**

	Tomografía 1										
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	DP4-P5	DP2-P3	DP5-P6	DP3-P4	Media
Reg. lineal	63,65	63,867	63,097	64,144	61,547	51,601	50,776	58,237	62,649	52,049	59,1617
Reg. polinómica grado 2	68,524	64,736	65,849	66,356	65,273	51,349	51,976	58,444	62,398	51,602	60,6507

La desviación entre el valor obtenido por reg. Lineal y el polinómico es de 1,489. Situándose el valor ISO óptimo entorno a ISO 60.



**Gráfica 2: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T1.**

La gráfica muestra un comportamiento similar de ambas aproximaciones, valores por encima de ISO 60 para diámetros de esferas (excepto esfera 6) y por debajo de ISO 60 para distancias entre planos.

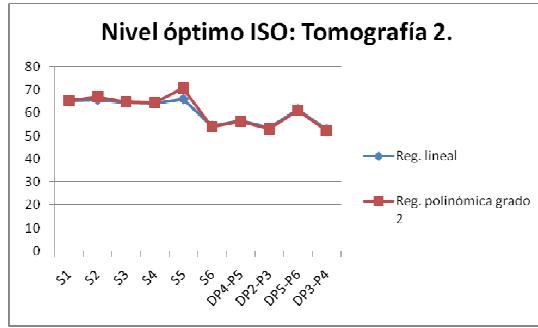
La aproximación por reg. polinómica refleja un desfase más pronunciado de los valores obtenidos entre esferas y distancias, lo que implica que para esta tomografía el valor ISO óptimo este más próximo al de la tendencia lineal.

- Tomografía 2:

**Tabla 6: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T2.**

	Tomografía 2										
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	DP4-P5	DP2-P3	DP5-P6	DP3-P4	Media
Reg. lineal	65,364	65,449	64,444	64,12	65,855	54,102	56,397	53,342	61,297	52,818	60,3188
Reg. polinómica grado 2	65,345	66,956	64,747	64,423	70,54	53,957	56,496	53,016	61,015	52,355	60,885

La desviación entre el valor obtenido por reg. Lineal y el polinómico es de 0,5666. Situándose el valor ISO óptimo entorno a ISO 60,6.



Gráfica 3: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T2.

El comportamiento que muestra la grafica en esta tomografía es mucho más homogéneo que el observado en la anterior, por eso la desviación entre sus valores es menor.

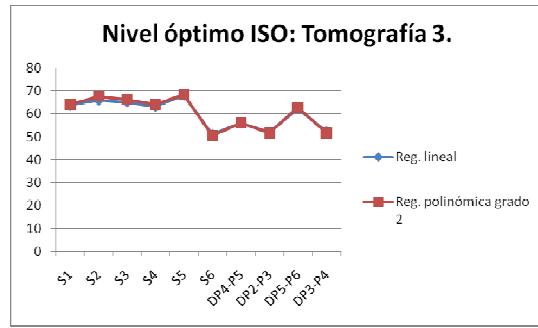
Los valores obtenidos para diámetros de esferas y distancias entre planos tienen un comportamiento igual al de la tomografía anterior, siguen tendencias opuestas.

- Tomografía 3:

Tabla 7: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T3.

	Tomografía 3										
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	DP4-P5	DP2-P3	DP5-P6	DP3-P4	Media
Reg. lineal	63,735	65,893	65,145	63,151	68,18	51,114	55,977	51,932	62,422	52,308	59,9857
Reg. polinómica grado 2	63,998	67,548	66,154	64,037	68,381	50,383	55,916	51,733	62,65	51,634	60,2434

La desviación entre el valor obtenido por reg. Lineal y el polinómico es de 0,2577. Situándose el valor ISO óptimo entorno a ISO 60,1.



Gráfica 4: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T3.

Comportamiento muy homogéneo de ambas aproximaciones, resultando una desviación de valores ISO muy reducida, el ajuste del nivel ISO es muy preciso en esta tomografía.

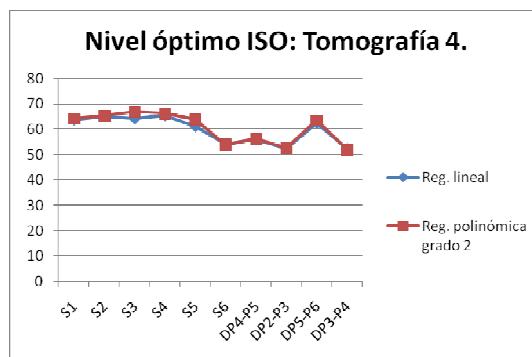
La tendencia de valores entre diámetros de esferas y distancias entre planos sigue siendo el mismo que el observado en las tomografías anteriores.

- Tomografía 4:

**Tabla 8: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T4.**

	Tomografía 4										
	S1	S2	S3	S4	S5	S6	DP4-P5	DP2-P3	DP5-P6	DP3-P4	Media
Reg. lineal	63,786	65,248	64,166	65,464	61,174	54,263	55,966	52,471	62,513	52,358	59,7409
Reg. polinómica grado 2	64,109	65,229	66,894	66,199	63,853	53,771	56,016	52,529	63,493	51,87	60,3963

La desviación entre el valor obtenido por reg. Lineal y el polinómico es de 0,6554. Situándose el valor ISO óptimo entorno a ISO 60.



**Gráfica 5: Comparación entre ajuste lineal y polinómico T4.**

Al igual que en las tomografías anteriores se da un comportamiento homogéneo de valores.

### Conclusión:

El análisis de resultados elaborado en el aparatado anterior refleja las siguientes conclusiones:

- Los valores obtenidos por reg. polinómica son valores por encima de ISO 60 (ajuste a la alta), y los obtenidos por reg. lineal son por debajo (ajuste a la baja), lo que implica que el nivel ISO óptimo sea 60.
- El comportamiento que muestran los resultados obtenidos en los diámetros de esferas y distancias entre planos son opuestos, por tanto el nivel óptimo de threshold no afecta de igual forma a todos los elementos geométricos del material.

## **Capítulo 6: Conclusiones.**

### **Capítulo 6: Índice.**

- 6.1 Objetivos (pag.56).
- 6.2 Grado de consecución de objetivos (pag.56-57).
- 6.3 Ideas de mejora (pag.57).

### **6.1 Objetivos:**

- A. Diseñar un método de corrección de errores para el sistema de medición por tomografía computarizada.
- B. Desarrollar el método de corrección de errores.
- C. Corrección de los errores de escala y nivel de threshold por mediación del método desarrollado.
- D. Comprobar la efectividad del método.

### **6.2 Grado de consecución de los objetivos:**

A continuación se detalla el grado de consecución de los objetivos en forma de tabla, asignando un nivel de puntuación de 1 a 5.

Sistema de puntuación:

- 1) Incorrecto.
- 2) Insuficiente.
- 3) Suficiente.
- 4) Correcto.
- 5) Exitoso.

Grado de consecución de objetivos	1	2	3	4	5
A. Diseñar un método de corrección de errores para el sistema de medición por tomografía computarizada.				X	
B. Desarrollar el método de corrección de errores.					X
C. Corrección de los errores de escala y nivel de threshold por mediación del método desarrollado.					X
D. Comprobar la efectividad del método.				X	

**Tabla 9: Grado de consecución de objetivos.**

- A. La decisión de fabricar 2 patrones de medida para ser utilizados como objeto de estudio del método fue correcta, al igual que la elección de los parámetros de corrección de errores (diámetros de esferas, distancias entre planos y distancias entre centros de esferas).
- B. El desarrollo del método se llevó a cabo de forma exitosa, obteniendo multitud de datos para su posterior análisis.
- C. Con la corrección de errores se consiguió solventar los errores típicos de TC.

- D. El método desarrollado consiguió que se obtuvieran mediciones muy precisas de los diferentes elementos geométricos.

### 6.3 Ideas de mejora:

La idea de mejora propuesta es para reducir el tiempo de desarrollo del método y mejorar la precisión del ajuste de nivel threshold.

El desarrollo del proceso de corrección sería el mismo, pero se obtendrían 2 tomografías de los patrones en vez de 4.

De esta forma se reduce el tiempo empleado en obtener datos de distintas tomografías para aplicarlo en realizar un ajuste más preciso del nivel ISO óptimo.

Para calcular el nivel óptimo se ha empleado un ajuste por reg. lineal y otro por polinómica ,obteniendo para ello 3 valores ISO, aumentando el rango de valores ISO se aumentaría la precisión del ajuste, por ejemplo ISO 35, 45, 55, 65 y 75.

## **Capítulo 7: Conclusiones finales.**

El novedoso sistema de medición por Tomografía computarizada (TC) será en un futuro la principal herramienta de medición para objetos y piezas de ingeniería, este sistema posee ventajas que le hacen destacar sobre los demás sistemas de medición:

- Es el único sistema que posibilita la medición de superficies internas y externas de cualquier objeto.
- Posee gran precisión de medición.
- Permite explorar y analizar defectos internos del material (grietas, poros y fallas).
- Es un ensayo no destructivo, no se estropea el material a la hora de realizar la medición o exploración.
- Es capaz de medir cualquier tipo de geometría.
- Diferencia distintos tipos de material dentro de un mismo objeto.

En los últimos años se ha estado trabajando en el desarrollo de diferentes métodos de corrección de errores para este sistema (TC), obteniéndose grandes resultados. Es cuestión de tiempo que estos sistemas se empleen para una amplia gama de aplicaciones ingenieriles.

Personalmente la elaboración de este proyecto ha supuesto un gran enriquecimiento formativo y personal. He aprendido a utilizar diferentes dispositivos software y he profundizado en el sector de la metrología y fabricación.

## **Capítulo 8: Bibliografía.**

- CIRP Annals – Manufacturing Technology, J.P. Kruth.
- [www.primross.com](http://www.primross.com)
- [www.directindustry.es](http://www.directindustry.es)
- Es.wikipedia.org