



**Instituto Universitario de Tecnología del Oeste
“Mariscal Sucre”
Universidad de Holguín
“Oscar Lucero Moya”
Facultad de Ingeniería
Centro de Estudios CAD/CAM**



**DESARROLLO METODOLOGICO PARA LA PRODUCCION
NACIONAL DE LAS PARTES COMPONENTES DE UNA
PROTESIS DE CADERA CON LA APLICACIÓN DE
TECNOLOGIAS CAD/CAM**

**Tesis presentada en opción al título de Máster en Diseño y Fabricación Asistidos
por Computadora para la Rama Metal Mecánica (CAD/CAM)**

Ing. PASTOR ENRIQUE NIAZOA DIAZ

Caracas
Mayo 2008



**Instituto Universitario de Tecnología del Oeste
“Mariscal Sucre”
Universidad de Holguín
“Oscar Lucero Moya”
Facultad de Ingeniería
Centro de Estudios CAD/CAM**



**DESARROLLO METODOLOGICO PARA LA PRODUCCION
NACIONAL DE LAS PARTES COMPONENTES DE UNA
PROTESIS DE CADERA CON LA APLICACIÓN DE
TECNOLOGIAS CAD/CAM**

**Tesis presentada en opción al título de Máster en Diseño y Fabricación Asistidos
por Computadora para la Rama Metal Mecánica (CAD/CAM)**

Autor: Ing. Pastor Enrique Niazoa Díaz

Tutores: Dr. C. PT. Ricardo Lorenzo Ávila Rondón

Dr. C. PT. Rolando Esteban Simeón Monet

Caracas
Mayo 2008

PENSAMIENTO

El desarrollo de los pueblos necesita del aporte de las personas que lo integran, y sin lugar a dudas todos los Venezolanos que estén motivados en pensamiento por un profundo amor a la patria, deben iluminar el sendero del saber para cumplir con éste objetivo, y debemos compartir lo que expresa nuestro Presidente Hugo Rafael Chávez Frías

Es el pueblo el que reclama mayor velocidad en los cambios, es el pueblo el que reclama que sigamos derribando barreras

Ing. Pastor E. Niazoa D.

DEDICATORIA

A mis Padres Irenes Mercedes Díaz de Niazoa y Jesús Maria Niazoa (EPD), que con mucho esfuerzo, amor y dedicación han sembrado en mí la semilla del trabajo y la honestidad. Sé que el haber logrado éste objetivo los llenará de felicidad.

A mi amada esposa Evelyn Esperanza Puertas Jiménez por su extraordinaria paciencia, comprensión y cariño, que en los momentos difíciles del camino me transmitió su fortaleza y energía para poder culminar con éxito.

A mis hijos Edwards Enrique, Edwin Enrique y Enery Valeria, que se esforzaron en ayudar, dejando a un lado sus responsabilidades y coadyuvar a lograr esta meta que servirá de ejemplo a ellos y a sus retoños.

A mis hermanos, Jesús Maria, Carmen Alicia, Yudith Rafaela, Nilda Elizabeth y Alberto José, por estar pendiente y apoyarme para seguir adelante en todo momento.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por darme salud y fortaleza para enfrentar los retos que presenta la vida.

A mis profesores, Dr. Ricardo Ávila, Dr. Rolando Simeón, Dr. Raúl Santana, y todos los que de una u otra forma ayudaron a conquistar este escalafón, que con sus conocimientos han enriquecido y facilitado el aprendizaje para divisar una nueva perspectiva de la vida.

Al Instituto Universitario de Tecnología del Oeste Mariscal Sucre que me facilitó participar en el programa de Maestría dentro del Convenio Gubernamental de la República de Cuba y la República Bolivariana de Venezuela.

A mi Familia, suegros, amigos y compañeros de trabajo, a todos mil GRACIAS.

INDICE

ÍNDICE

	Pág.
PENSAMIENTO	IV
DEDICATORIA	VII
AGRADECIMIENTOS	VIII
SINTESIS DEL TRABAJO	¡Error! Marcador no definido.
ÍNDICE	V
INDICE DE FIGURAS.	VIII
INTRODUCCION	1
1. ESTADO ACTUAL DEL DESARROLLO DEL DISEÑO Y FABRICACION DE PROTESIS DE CADERA.	6
1.1 Anatomía de una articulación	6
1.2 Tipos de articulaciones	8
1.3 La articulación de la cadera	8
1.4 Articulación coxofemoral	9
1.5 Movimientos articulares	9
1.6 Reemplazo de la articulación de la cadera.	10
1.7 Procedimiento	13
1.8 Biomateriales	19
1.8.1 Metálicos	20
1.8.2 Cerámicos.	20
1.8.3 Polímeros	21
1.9 Proceso tecnológico de maquinado	23
1.10 Aplicaciones CAD/CAM.	31
1.11 Ingeniería inversa.	37
Conclusiones capitulo I	40
2 CONCEPCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO Y PREPARACIÓN PARA LA FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE CADERA CON TECNOLOGÍA CAD/CAM	41

2.1	Concepción del diseño de una prótesis de cadera	41
2.2	Patrón de Referencia.	43
2.3	Características del material de la prótesis de cadera	44
2.4	Procedimiento de medición a seguir para obtener los parámetros de la prótesis de cadera.....	45
2.5	Montaje del patrón en la MMC.....	45
2.6	Toma de mediciones.....	46
2.7	Exportación de los resultados de la medición.	47
2.8	Creación del modelo geométrico de los elementos componentes de la prótesis de cadera.....	48
2.9	Preparación para la manufactura.	48
2.9.1	Obtención del perfil a partir de la transferencia del SolidWorks.....	49
2.9.2	Selección de las dimensiones del semiproducto.....	50
2.9.3	Elaboración de la trayectoria con el software SurfCAM.....	50
2.9.4	Simulación del proceso de maquinado y generación de códigos CNC.....	51
2.10	Estructura Metodológica.....	52
	Conclusiones del capítulo II.....	53
3	IMPLEMENTACION Y ANALISIS DE RESULTADOS DEL MODELO PROPUESTO.....	54
3.1	Estudio de la pieza.	54
3.1.1	Patrón de Referencia.	54
3.1.2	Determinación del perfil.....	55
3.1.3	Modelo Geométrico.....	57
3.1.4	Rediseño de la pieza.....	59
3.2	Preparación para la manufactura.....	66
3.2.1	Obtención del perfil a partir de la transferencia del SolidWorks.....	66
3.2.2	Selección de las dimensiones del semiproducto.....	67
3.2.3	Selección de las herramientas y parámetros de corte en el SurfCAM.....	68
	Conclusiones del capítulo III.	73
	CONCLUSIONES GENERALES.....	74
	RECOMENDACIONES.	75

BIBLIOGRAFÍA.	76
Anexo I: Análisis estructural de Endoprótesis de cadera.	82
Anexo II Simulación del trabajo mecánico de una prótesis.	83
Anexo III Especificaciones Prótesis tipo Thompson	84
Anexo IV Mediciones obtenidas en la MMC	85

INDICE DE FIGURAS.

	Pág.
Figura 1.1 Elementos fundamentales de la articulación de la cadera.	7
Figura 1.2 Articulación normal de la cadera.....	11
Figura 1.3 Dispositivo artificial (prótesis) para restaurar el movimiento articular.	11
Figura 1.4 Procedimiento a) y b) del implante de la prótesis.	13
Figura 1.5 Procedimiento c) y d) del implante de la prótesis.	14
Figura 1.6 Diagrama causa y efecto. Factores que afectan a la rugosidad superficial. ...	27
Figura 2.1. Etapas aplicadas para la ingeniería inversa.	42
Figura 2.2. Patrón prótesis de Thompson®.	43
Figura 2.3. Parámetros fundamentales.....	44
Figura 2.5 Montaje de la Pieza.	46
Figura 2.6 a) Medición a 0°. b) Medición a 180°	46
Figura 2.7 Medición del contorno.....	47
Figura 2.8 Fichero ASCII. 	47
Figura 2.9 Diálogo de operaciones en el SurfCAM.....	51
Figura 2.9 Estructura Metodológica aplicada.	52
Figura 3.1 Elementos patrones. Prótesis, Acetábulo y Base.....	55
Figura 3.1 Perfil importado al AutoCAD®.	56
Figura 3.4 Perfil final acotado.	58
Figura 3.5 Perfiles finales de las diferentes secciones transversales.	59
Figura 3.6 a) Generación del Croquis 1, b) Construcción 3D en SolidWorks.	60

Fig. 3.7. a) Interfase geométrica	b) recubrimiento de cuello de la prótesis.....	60
Figura 3.8 Generación de Redondeo del cuello de la prótesis.....		61
Figura 3.9 Recubrimiento de la interfase elipse y cuello.....		61
Figura 3.10 Redondeo de la elipse.....		61
Figura 3.11 Recubrimiento de la base de la elipse y base para el sable.		62
Figura 3.12 Secciones de los Croquis del cuerpo de la prótesis		62
Figura 3.13 Modelo 3D de la prótesis.....		62
Figura 3.14 Vista lateral del modelo geométrico obtenido.....		63
Figura 3.15 a)Acetábulo	b)Base.	63
Figura 3.16 Operaciones para la generación de la prótesis.....		64
Figura 3.17 Corte de la prótesis.		65
Figura 3.18 Conversión del archivo IGES al archivo de diseño de SURFCAM.....		66
Figura 3.19 Contorno a maquinar y sobremedida.....		67
Figura 3.20 Preparación de las operaciones de corte de la cabeza de la prótesis.		68
Figura 3.21 Edición de parámetros del torneado.		69
Figura 3.22 Selección de la herramienta.....		69
Figura 3.23 Etapas de la verificación del maquinado de la cabeza de la prótesis.		70
Figura 3.24 Etapas de la verificación del maquinado de la Espadilla de la prótesis.		71
Figura 3.25 Lista de operaciones del maquinado de la Espadilla de la prótesis.....		71
Figura 3.26 Lista de Herramientas.....		72

INTRODUCCION

INTRODUCCION

Más de cincuenta millones de personas en todo el mundo tienen implantado algún tipo de prótesis y es un hecho bien conocido en nuestra sociedad la utilidad y necesidad de los implantes para corregir defectos físicos en pacientes con determinada discapacidad motora.

La naturaleza ha sido una fuente interminable de inspiración para ingenieros durante la creación de objetos tecnológicos. Por otro lado, los diseños artificiales han permitido a los ingenieros entender mejor la naturaleza y por consiguiente el desarrollo efectivo en el campo de los tribosistemas artificiales a partir del estudio y comprensión de los procesos que se suceden en el entorno natural.

Son diversos los trabajos que han venido realizándose desde la primera mitad del siglo pasado dirigidos a restablecer las capacidades de locomoción a personas que por diferentes causas, han sufrido la rotura de cadera.

Después de un buen comienzo, las prótesis metal – metal para cadera adquirieron mala reputación a finales de los años 60 debido a la corrosión y el aflojamiento temprano de la articulación. Estos problemas se debían principalmente a:

1. Dimensiones inadecuadas del cuello de la prótesis.
2. El pequeño espacio concebido entre la cabeza y la copa de la articulación.

3. Insuficiente nivel de tecnología existente para dar respuestas a las exigencias de los sistemas tribológicos en prótesis de cadera.

El envejecimiento que a nivel global experimenta la sociedad y el incremento de las velocidades de traslación de los medios de transporte han provocado que las personas de mayor edad se vuelvan mas vulnerables a sufrir fracturas de cadera y por otro lado, el índice de accidentes automovilístico haya crecido en los últimos años de manera significativa, lo que ha traído como consecuencia el incremento del número de pacientes accidentados que requieren este tipo de prótesis.

En la actualidad, en el mundo de los biotribosistemas artificiales se pueden formular tres preguntas importantes, que son:

¿Qué calidad de vida proporcionarán las prótesis a los pacientes?

¿Cuánto durarán?

¿Cuál es su precio?

Las respuestas a estas interrogantes dependen, en gran medida de un adecuado diseño biomecánico de la prótesis, del material utilizado y de las tecnologías de fabricación que se empleen para su obtención.

Específicamente sobre la respuesta de la tercera pregunta, en el caso del Continente Latinoamericano, los precios de las prótesis de cadera resultan inalcanzables para un sector mayoritario de la sociedad.

Esta realidad conlleva a la necesidad de buscar fuentes alternativas para la obtención de una prótesis de cadera de bajo costo, que satisfagan las expectativas de los pacientes en cuanto a los parámetros de calidad Internacional.

Ahora bien resulta imprescindible para el país llegar a obtener una prótesis Nacional que cubra las expectativas en cuanto a economía de fabricación, comodidad y durabilidad, lo cual, daría la solución al problema de la importación de las prótesis que resultan muy caras.

La solución de este problema tiene varias aristas y se torna complejo durante todo el proceso de investigación y desarrollo de estas prótesis. Un trabajo inicial en la resolución de este problema sería obtener una tecnología de fabricación que diera respuesta en primera instancia al desarrollo de una prótesis Nacional.

El problema científico de la investigación

¿Cómo obtener el proceso de fabricación de una prótesis de cadera Nacional utilizando tecnología CNC?

Objeto de estudio

La tecnología para la fabricación de la prótesis de cadera.

Campo de Acción

Fabricación de prótesis de cadera con tecnología CNC

Objetivo general

Elaborar una metodología que permita obtener la producción nacional de las partes componentes de una prótesis de cadera con la aplicación de tecnologías CAD/CAM.

Objetivos específicos

- 1.- Estudio del estado del arte de los biotribosistemas naturales y artificiales en particular los de caderas, de los materiales que se emplean en su fabricación.
- 2.- Obtención del modelo 3D de la prótesis de cadera en un sistema CAD con la descripción de todos sus requisitos y exigencias técnicas.

3.- Confección de la tecnología de fabricación CNC para las partes de la prótesis a producir.

Hipótesis

Con la utilización de tecnología CAD/CAM para la fabricación de prótesis de cadera de producción nacional, se garantizará un producto de bajo costo que satisfaga los parámetros de calidad requeridos.

Novedad científica

El logro de una tecnología de fabricación para prótesis de cadera basada en la aplicación de las técnicas CAD/CAM, ajustadas a las condiciones de Venezuela.

Los métodos empleados en la consecución de los objetivos planteados fueron:

Histórico-lógico: Este se aplicó para establecer el estado del arte del tema de Investigación, como marco teórico referencial, permitiendo conocer qué se ha investigado sobre prótesis en general y de caderas en particular.

Método de observación científica. Para identificar en la prótesis ya utilizada las zonas y tipo de desgaste que se producen en las mismas.

Métodos empíricos. Para poder revelar y explicar las características fenomenológicas del estudio del corte de metales con el uso de máquinas CNC.

En la investigación se aplicaron los métodos empíricos siguientes:

Método experimental. Se utilizó en la obtención de los perfiles el método de ingeniería inversa para garantizar las exigencias geométricas de prótesis de cadera.

Método de medición. Se aplicará durante la verificación de los valores obtenidos en cada una de las variables dependientes declaradas en la fase experimental.

Métodos teóricos: Debido a que posibilita la interpretación conceptual de los datos empíricos y revela las relaciones esenciales del objeto de la investigación, no observable directamente. Entre ellos se utilizó:

Análisis y síntesis: ésta metodología es aplicada en la investigación del estado del arte del tema y en la síntesis de los fundamentos teóricos que sustentan la presente investigación.

Beneficios esperados

- Los resultados de este trabajo deberán constituir un aporte a la consolidación de la política de sustitución de importaciones que impulsa el Gobierno Nacional.
- Incentivar los desarrollos que en el campo de la salud se vienen implementando en nuestro país.

CAPITULO I

ESTADO ACTUAL DEL DESARROLLO DEL DISEÑO Y FABRICACION DE PROTESIS DE CADERA.

1. ESTADO ACTUAL DEL DESARROLLO DEL DISEÑO Y FABRICACION DE PROTESIS DE CADERA.

En este capítulo se desarrollará de manera ordenada y sistemática cada una de las teorías, temas, investigaciones y desarrollos que están íntimamente ligados a esta investigación, estructurándose de la siguiente manera:

Sistemas de articulación de cadera natural, las articulaciones del cuerpo humano, tipos, proceso de reemplazos de articulación de cadera, los sistemas de análisis de comportamiento de implantes, los materiales utilizados para implantes y sus características, la metodología de Ingeniería Inversa y adicionalmente los sistemas CAD-CAM.

1.1 Anatomía de una articulación

Las articulaciones [40] son las áreas en donde dos o más huesos se unen. La mayor parte de las articulaciones son móviles, lo que permiten que los huesos puedan moverse (Fig.1.1)

Los elementos fundamentales que conforman la articulación son:

- El cartílago - en la articulación los huesos están recubiertos con cartílago (un tipo de tejido conectivo), que está formado por células y fibras, y es resistente al desgaste. El cartílago ayuda a reducir la fricción que producen los movimientos.
- La membrana sinovial - un tejido llamado la membrana sinovial reviste la articulación y la encierra en la cápsula de la articulación. La membrana sinovial secreta líquido sinovial (un líquido transparente y pegajoso) alrededor de la articulación para lubricarla.
- Los ligamentos - ligamentos fuertes (bandas de tejido conectivo duro y elástico) rodean la articulación para sostenerla y limitar sus movimientos.
- Los tendones – localizados a ambos lados de la articulación

El líquido sinovial – líquido transparente y pegajoso secretado por la membrana sinovial.

- **El fémur**

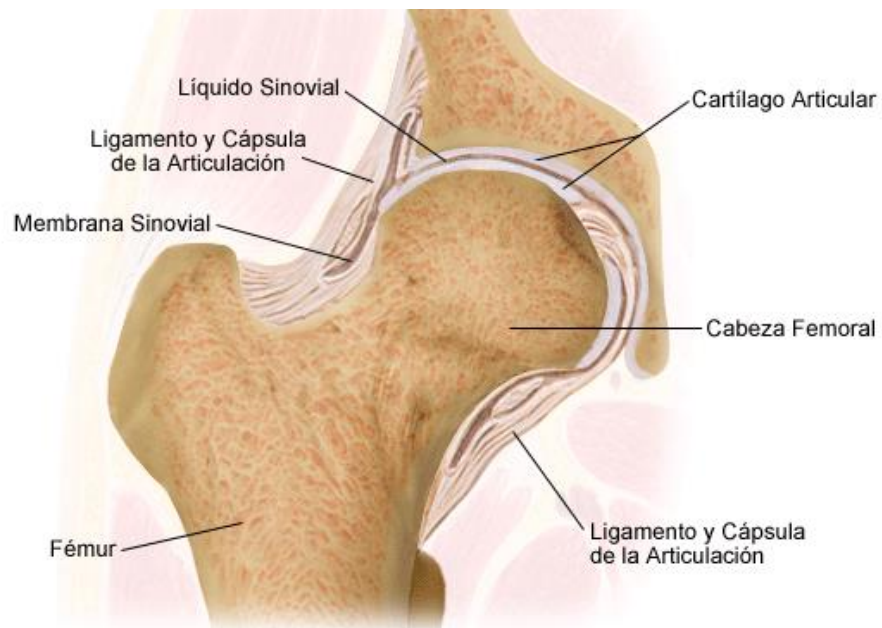


Figura 1.1 Elementos fundamentales de la articulación de la cadera.

1.2 Tipos de articulaciones

Existen varios tipos de articulaciones, incluyendo las articulaciones que no se mueven en los adultos, como las suturas del cráneo. Las articulaciones que no se mueven reciben el nombre de "fijas". Otras articulaciones pueden moverse ligeramente, como por ejemplo las vértebras. Entre los ejemplos de articulaciones móviles se incluyen las siguientes:

- Articulaciones de cabeza y cavidad, como las del hombro y la cadera - permiten movimientos hacia atrás, hacia delante, de lado y de rotación.
- Articulaciones de bisagra, como las de los dedos de las manos y los pies, las rodillas o los codos - permiten sólo movimientos de doblar (flexión) y de enderezar (extensión).
- Articulaciones de pivote (o de eje), como las del cuello - permiten movimientos de rotación limitados.

Articulaciones elipsoidales, como la de la muñeca - permiten todo tipo de movimientos excepto los de eje.

1.3 La articulación de la cadera

La cadera representa una articulación que puede ser considerada como una de las más estables, debido a su estructura y protección ligamentosa. [24] Es una articulación tipo enartrosis y se puede considerar como parte de la cintura oelviana.

1.4 Articulación coxofemoral

La articulación coxofemoral se encuentra constituida por la unión de la cabeza del fémur y la cavidad acetábulo o cavidad cotiloidea. Este tipo de articulación se encuentra sujeta por huesos, ligamentos y músculos.

Ligamentos: El ligamento corriente capsular, engrosado en su cara anterior por la banda iliofemoral o ligamento en Y invertida; en su cara anteroinferior, por el ligamento pubiofemoral, y en su cara posterior por el ligamento isquifemoral.

Músculos: La cadera cuenta con 22 músculos, el psoas se encuentra particularmente en la cavidad abdominal, detrás de los órganos internos, se originan en las caras laterales de los cuerpos de la última vértebra dorsal y todas las lumbares, con sus cartílagos intervertebrales. Las superficies anteriores y bordes inferiores de la apófisis transversa de todas las vértebras lumbares.

1.5 Movimientos articulares

Grado de movilidad alta: Posee menos libertad de movimiento que la articulación glenohumeral, puesto que la cavidad es más profunda y los huesos se juntan con tanta exactitud que se requiere mucha fuerza para separarlos [24].

Flexión: La articulación de la cadera permite toda libertad, el movimiento del fémur hacia adelante, llegando a una amplitud de 150 grados o más, hasta que lo detiene el contacto del muslo con la parte anterior del tronco. Con la rodilla en extensión, la

articulación de la cadera sólo puede flexionarse hasta un ángulo recto (90 grados), pero esto se debe a la tensión de los músculos de la corva y no a la forma de la articulación

Extensión: Representa el movimiento del fémur hacia abajo y atrás. Este tipo de movimiento es libre hasta que el miembro se encuentra verticalmente hacia abajo, en línea con el tronco, en cuyo punto es detenido por la tensión de la banda iliofemoral y de los músculos psoas e iliáco, tensión que impide la hiperextensión de la articulación de la cadera en sujetos normales.

Abducción: Movimiento lateral donde la extremidad (el muslo) se aleja del cuerpo.

Circunducción: Es aquel movimiento del segmento corporal inferior que describe un círculo en forma de cono.

Rotación: Representa el giro del fémur sobre su eje vertical. Puede ser una rotación externa (lateral) o una rotación interna (medial).

1.6 Reemplazo de la articulación de la cadera.

La articulación de la cadera [31] es una articulación esférica donde la cabeza del fémur (hueso de la cadera) se une con la pelvis en la cavidad denominada acetábulo (Fig. 1.2).

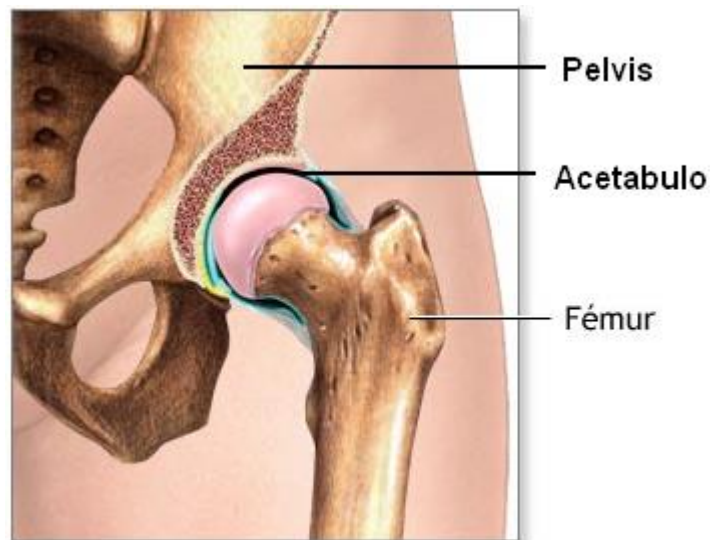


Figura 1.2 Articulación normal de la cadera.

El reemplazo de la articulación de la cadera o reemplazo total de la cadera es un procedimiento quirúrgico en el que se hace un cambio total o parcial de la articulación de la cadera utilizando un dispositivo artificial (prótesis) para restaurar el movimiento articular (Fig.1.3).

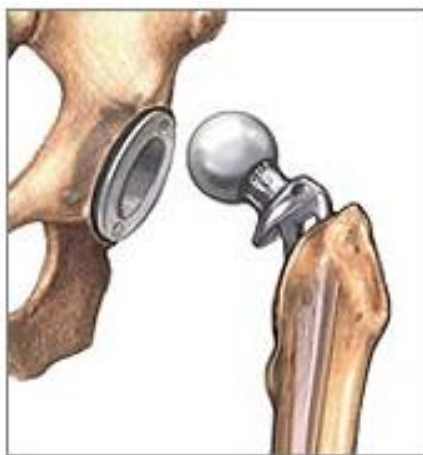


Figura 1.3 Dispositivo artificial (prótesis) para restaurar el movimiento articular.

El reemplazo de la articulación de la cadera se realiza, sobre todo, en personas adultas, pero normalmente no se recomienda para personas jóvenes debido a la tensión que recae sobre la cadera artificial.

Algunos motivos de reemplazo de la articulación de la cadera son:

- Dolor en la cadera que no responde a una terapia conservadora (medicación con antiinflamatorios no esteroides AINE durante seis meses o más)
- Osteoartritis o artritis de la cadera diagnosticada a través de radiografía
- Incapacidad para trabajar, dormir o moverse debido al dolor en la cadera
- Prótesis floja de la cadera
- Algunas fracturas de la cadera
- Tumores en la articulación de la cadera

Esta cirugía no se recomienda para:

- Infección actual de la cadera
- Casos en que la piel que recubre la cadera es insuficiente
- Parálisis de los músculos cuádriceps
- Enfermedad severa de los vasos sanguíneos de la pierna y el pie (enfermedad vascular periférica)
- Enfermedad nerviosa (neuropatía) que afecta la cadera
- Disfunción mental severa
- Enfermedad física seria (enfermedad terminal tal como la enfermedad metastásica)
- Obesidad mórbida (más de 136 kilogramos o 300 libras).

1.7 Procedimiento

La cadera es una articulación conformada por una cavidad y una cabeza esférica en la cual se unen la cúpula de la cabeza del hueso del muslo (fémur) y la copa en el hueso pélvico. Para reemplazar el hueso dañado en la articulación de la cadera, se implanta quirúrgicamente una prótesis total de cadera, se extrae la cabeza del fémur junto con una capa de la cavidad de la cadera (Fig. 1.4).

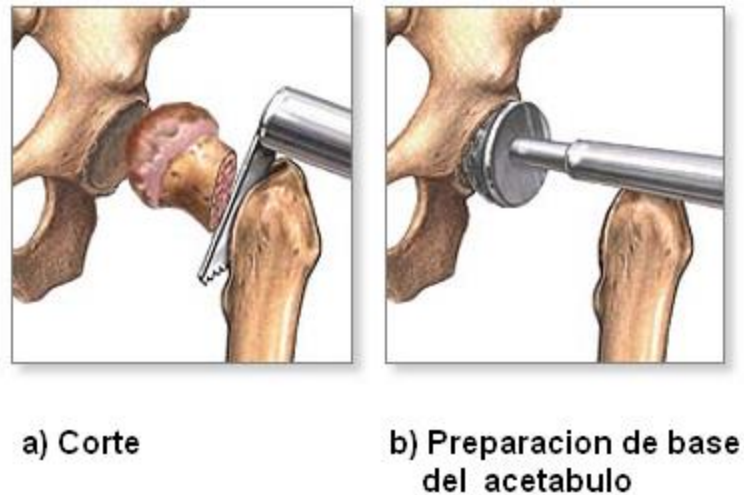


Figura 1.4 Procedimiento a) y b) del implante de la prótesis.

La prótesis total de la cadera está conformada por tres partes:

- La copa que reemplaza la cavidad de la cadera (acetábulo)
- La cabeza que reemplaza la cabeza femoral fracturada
- El soporte que se fija al eje del hueso para darle estabilidad a la prótesis

Si se realiza una hemiartroplastia, la cabeza femoral o la cavidad de la cadera (acetábulo) se reemplaza con un dispositivo protésico. Para determinar si el paciente es

un candidato para recibir reemplazo de cadera, se hace una evaluación exhaustiva del paciente antes de la cirugía. La evaluación incluirá una valoración del grado de discapacidad e impacto en su estilo de vida, condiciones médicas preexistentes y una evaluación de la función cardíaca y pulmonar.

La cirugía se lleva a cabo utilizando anestesia general o espinal. El cirujano ortopédico realiza una incisión a lo largo de la articulación de la cadera afectada para visualizar el área de la cirugía. Luego, se seccionan y se extraen la cabeza femoral y la copa.

Luego, se inserta una cabeza y un soporte metálico en el fémur (Fig.1.5) y se coloca una cavidad plástica en la copa agrandada de la pelvis. Los componentes artificiales son asegurados en su lugar (algunas veces se utiliza un cemento especial). Luego se vuelven a colocar los músculos y tendones contra los huesos y se cierra la incisión.

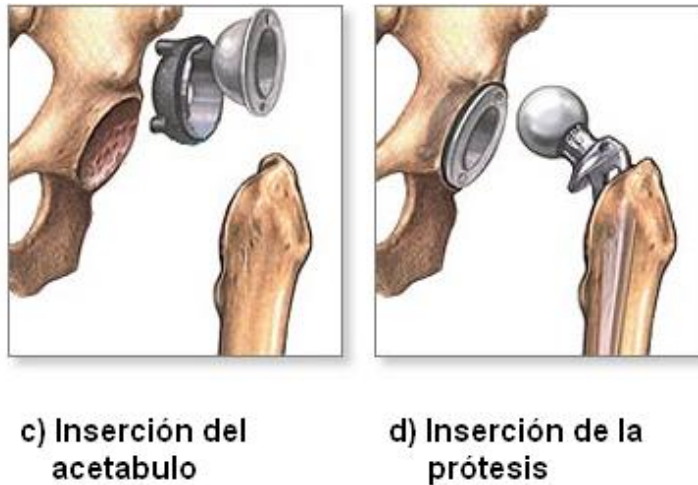


Figura 1.5 Procedimiento c) y d) del implante de la prótesis.

Según Torrenega, C. [38] en su publicación Análisis Estructural de Endoprotesis para Cadera, Utilizando un Modelo de Elemento Finito, expresa que el desarrollo de las capacidades computacionales de los procesadores modernos ha permitido el acceso de ciertas herramientas de diseño y métodos numéricos que brindan múltiples opciones de simulación y modelado revolucionando la industria y la academia, abriendo la posibilidad de optimizar diseños antes de fabricar prototipos y realizar pruebas de campo. Este artículo presenta el análisis estructural de una prótesis usada en reemplazos de cadera, utilizándose elementos tridimensionales tetraédricos de 10 nodos para la generación automática de mallas, observándose los esfuerzos y deformaciones en las diferentes secciones del implante bajo cargas compresivas y de doblaje lateral aplicada sobre la cabeza del implante con variación de restricciones en el tallo, obteniéndose como conclusión la posibilidad de falla estructural a nivel del cuello del implante al ser sometido a cargas extremas. [Anexo I]

Este trabajo permitió determinar analíticamente las zonas de concentración de esfuerzos del elemento de estudio como lo son el cuello y la cabeza del implante aunque esta ultima no es tan real debido a que las cargas en la cabeza no son puntuales y las restricciones tienen un micromovimiento, por lo tanto la zona critica es el cuello donde será desarrollada la técnica y método de soldadura.

Según, M. E. Zeman, M. Cerolaza, en su trabajo denominado “Análisis comparativo FEM 3D de la interacción entre el hueso Femoral Proximal y una Prótesis de Cadera utilizando un modelo de remodelación basado en Mecánica de Daño” [43], establece un análisis comparativo de los resultados del remodelado óseo obtenidos a partir de la interacción del fémur con dos tipos de prótesis de cadera. Los análisis se realizaron con

un algoritmo basado en mecánica de daño, el cual permite prever cual será el comportamiento óseo que ocurrirá en el hueso por alterar la distribución de tensiones cuando se sustituye la cabeza femoral por un vástago protésico. Los dispositivos que se analizan son el vástago de una prótesis de cadera tipo Exeter®, cuyos resultados se encuentran en la literatura, y un vástago tipo Charnley® al cual, se le modificó el diseño original agregando ranuras en la parte distal.

Este estudio permitirá un análisis comparativo entre los diferentes modelos de prótesis para un paciente, para determinar la mejor adaptación ósea de éste, así como la mejor distribución de tensiones en el sistema, de manera de predeterminedar las zonas de posible reabsorción ósea.

Obteniendo como resultado que el primer parámetro de comparación fue la distribución de tensiones en el eje longitudinal del fémur intacto. Se observó valores a compresión similares en la curvatura interna del fémur. En la zona externa se aprecia un patrón de tracción. Los rangos de valores son similares, sin embargo hay que considerar que el fémur en el que se coloca la prótesis Exeter es más delgado que el fémur con el que se trabajó en el CeBio. Aunado a lo anterior está el hecho que los resultados obtenidos por García [18] son a partir de un modelo del hueso completo y el realizado en el Centro de Bioingeniería (CeBio) considera solo la mitad proximal del fémur.

Los rangos de valores de tensión de Von Mises son similares, sin embargo debido a lo distinto de las geometrías, los puntos de concentración de los esfuerzos varían. En la prótesis Exeter® la acumulación se observa en la zona media del vástago y un poco en la unión del cuello y la cabeza de la prótesis. En la propuesta del CeBio, la distribución en el vástago es mucho más uniforme, sin embargo, en la parte superior de la unión del

cuello y el vástago se presenta una concentración muy puntual de tensiones, lo que permite predecir una reacción de reabsorción ósea en la zona del trocánter mayor que está en contacto directo con esta área.

La distribución de densidades obtenidas con la propuesta CeBio muestra valores en el fémur intacto similares a los valores clínicos. Se observa la formación de hueso cortical en la zona externa de la diáfisis en la zona del trocánter mayor y los valores de densidad disminuyen en el trocánter menor como efectivamente ocurre en los casos reales.

Según, Carlos R. Oldani y Alejandro A. Domínguez, en su trabajo titulado “Simulación del comportamiento mecánico de un implante de cadera” [29] expone que el esfuerzo para encontrar sustitutos para reparar huesos humanos fuertemente dañados ha llevado en los últimos años al desarrollo de nuevos materiales biocompatibles. El hueso femoral y en particular su articulación con la pelvis, se suele fracturar por los esfuerzos de fatiga a que está sometido. El método de elementos finitos surge como una herramienta poderosa para simular el comportamiento de los implantes de cadera frente a diferentes tipos de tensiones

En este trabajo se modela por elementos finitos una prótesis de cadera considerando distintos materiales para el implante: dos de uso corriente en los reemplazos de cabeza de fémur como son el acero inoxidable 316L y la aleación Ti-6Al4V, y el otro, una aleación de titanio recientemente desarrollada conteniendo elementos de aleación no tóxicos (Ti35Nb7Zr5Ta), de bajo módulo elástico y con microestructura de fase beta.

[Anexo II]

Como primera etapa, en este trabajo se determinó la distribución de tensiones y deformaciones en la pieza sometida a una carga estática correspondiente a la máxima

especificada en el ensayo de fatiga según norma IRAM 9422-3. Se constata que las fracturas por fatiga en las prótesis implantadas se producen en las mismas zonas predichas como críticas por la simulación.

Es importante mencionar que la investigación anterior reviste gran importancia debido a que se utiliza como material para el implante acero inoxidable 316L [17] que es el materiales a ser usados en este trabajo, destacando que existe una alta probabilidad de que las fracturas por fatiga en las prótesis de cadera se presente en la zona del cuello y mas aun en el área de empotramiento, tomando en consideración que el modulo de elasticidad de los materiales utilizados son diferentes.

En busca de una mayor vida de las prótesis, J. Charnley en 1950 realizó pruebas con articulaciones metal-polietileno, con la que obtuvo menor fricción y desgaste que el observado en las prótesis metal-metal [19].

Actualmente se utilizan diferentes pares articulados en los modelos biotribológicos, metal-plástico, plástico-cerámico, metal-metal. Así, el acero inoxidable, los polietilenos de ultra gran peso molecular (UHMWPE) y las aleaciones Co-Cr-Mo y Cr-Co como el acero inoxidable 316L, constituyen ejemplos.

La utilización de sistemas informáticos para el diseño de implantes facilita la fabricación de prótesis individualizadas antropometricamente, en función del estado en que se encuentre el tejido óseo del paciente y del tipo de fractura de que se trata. El modelado y simulación numérica del comportamiento de órganos, posibilita el desarrollo de nuevos y mejores implantes. Estos hechos, que no son nuevos en ingeniería, le dan una enorme versatilidad e interés al campo de los biomateriales.

1.8 Biomateriales

Maria Vallet Regi [41], en su discurso escrito dirigido a la Real Academia de Ingeniería, titulado Biomateriales Repuestos para el Cuerpo Humano coincide con la definición anterior cuando expreso “Los biomateriales son a los que corresponde el diseño y desarrollo de materiales bioimplantables y se pueden clasificar en *biomédicos*, de origen artificial, (metales, cerámicas, polímeros) y *biológicos*, esto es, de origen natural, animal o humano, (colágeno, quitina...)”

El termino biomaterial designa a los materiales de origen no biológico utilizados en la fabricación de dispositivos que interactúan con sistemas biológicos y que se aplican en diversas ramas de la medicina. En ésta definición están comprendidos materiales muy diferentes como los metales, los cerámicos o los polímeros tanto naturales como sintéticos.

La tribología se define como la ciencia que estudia la fricción, el desgaste y la lubricación [43]. Así la tribología humana se encarga del estudio de estos tres fenómenos en el cuerpo humano. Actualmente la mayor área de interés de esta disciplina es la referente a las articulaciones humanas, principalmente la cadera y la rodilla.

El funcionamiento de las articulaciones humanas como un sistema biotribológico, son analizados en proyectos y avances de altos alcances en centros de investigación y universidades del mundo en la tecnología de implantes ortopédicos artificiales.

Históricamente la utilización de diferentes materiales en las prótesis era limitadas principalmente a metales y posteriormente a polímeros. Actualmente se utilizan metales, polímeros, cerámicos, y sus compuestos. Siempre tomando en cuenta las condiciones de lubricación a las que trabajan.

1.8.1 Metálicos

Cabe señalar, en términos generales, que el número de elementos metálicos que se utilizan en la fabricación de implantes es muy limitado, si tenemos en cuenta que más de tres cuartas partes del sistema periódico lo son, por ejemplo: Ti, Ta, Fe, Co, Ag, Pt, Au, aceros Inoxidables, aleaciones metálicas de Co-Cr y de Ti. El primer requisito para su utilización es que sean tolerados por el organismo, por lo que es muy importante la dosis que puedan aportar a los tejidos vivos. Otro requisito también imprescindible es que tengan una buena resistencia a la corrosión.

Todo químico conoce bien que la corrosión es un problema general de los metales, más aún si están inmersos en un medio hostil como es el organismo humano, y a temperaturas del orden de 37 °C. Sin embargo, algunos metales se escapan, por lo menos en principio, a este problema, como son los metales preciosos. Otros, al formar una capa de óxido en su superficie, la pasivan, protegiendo el interior del metal al evitar que avance la corrosión, como ocurre en el titanio

1.8.2 Cerámicos.

A primera vista podría pensarse que su principal ventaja es su baja reactividad química, por tanto, su carácter inerte, lo conlleva una clara biocompatibilidad. Pero no todas las biocerámicas son inertes y, de hecho, muchos materiales cerámicos que se utilizan en cirugía reconstructiva son bioactivos.

Las biocerámicas se introducen en una época (década de los 70) en la que comenzaban a detectarse fracasos en los biomateriales utilizados hasta ese momento, como eran el acero, aleaciones de cobalto y polimetil metacrilato. El fracaso se debía, entre otras

razones, a la encapsulación de estos materiales, lo que hizo dirigir la mirada hacia las cerámicas, en un intento de buscar una buena óseo integración. Sin embargo, la fragilidad de las biocerámicas restringió, en gran medida, su campo de aplicación, seleccionando sólo funciones que no necesitaran elevadas prestaciones mecánicas, a excepción de la alúmina y la zirconia, que se emplearon y emplean en articulaciones de cadera.

Hay que tener presente que las biocerámicas podrían ser los biomateriales ideales, ya que poseen una buena biocompatibilidad y óseo integración y, a su vez, son los materiales más parecidos al componente mineral del hueso. Puede alearse con otros materiales para mejorar sus propiedades mecánicas

1.8.3 Polímeros

Los poliméricos, ampliamente utilizados en clínica, deben su éxito a las enormes posibilidades que presentan, tanto en variedad de compuestos, como en ofrecer la posibilidad de fabricarlos de muy distintas maneras, con características bien determinadas, y con facilidad de conformarlos en fibras, tejidos, películas o bloques.

Pueden ser tanto naturales como sintéticos y, en cualquier caso, se pueden encontrar formulaciones bioestables, esto es, con carácter permanente, particularmente útiles, para sustituir parcial o totalmente tejidos u órganos lesionados o destruidos, y biodegradables, esto es, con carácter temporal, por tanto, con una funcionalidad adecuada durante un tiempo limitado, es necesario mientras el problema subsista. Tanto en implantes quirúrgicos, como en membranas protectoras o en sistemas de dosificación de fármacos existen aplicaciones de este tipo de materiales, y particular importancia tienen los

cementos óseos acrílicos, que han encontrado importantes campos de aplicación, en particular, en traumatología.

Para la selección del material a utilizar se deben tener en cuenta primordialmente los siguientes aspectos:

1. El material no debe perder sus propiedades o fallar debido a la corrosión o a su degradación.
2. Evitar materiales que dañen el funcionamiento natural de la articulación.
3. Las condiciones superficiales del implante deben favorecer al crecimiento natural del tejido adyacente a ella.
4. Debe cuidarse que los productos del desgaste no sean tóxicos al cuerpo humano.

Teniendo en cuenta los aspectos anteriores se consideran que las características del acero utilizado para la elaboración de implantes ortopédicos se muestran en la tabla 1.1 [34].

Tabla 1.1 Características de aceros utilizados en implantes

Composición	C	Cr	Ni	Mn	Mo	Nb	N
(peso%)	> 0.06	21.00	9.00	4.00	2.20	0.10	0.40
Combinación de materiales usados en implantes ortopédicos							
Materiales							
sistema	parte esférica		Soldadura		parte Cilíndrica		
1	Forjado		EB		Templado (A)		
2	Forjado		TIG		Templado (B)		
3	Forjado y Templado		EB		Templado (A)		
4	Forjado y Templado		TIG		Templado (B)		

Actualmente son utilizados para la fabricación de las prótesis de cadera entre otros el Acero inoxidable AISI 316L, el cual contempla una reducción del contenido de carbono

desde 0.08 % a 0.03 % (en peso) para mejorar la resistencia a la corrosión en un medio salino, lo que conduce a que en esta investigación se proponga utilizar un Acero inoxidable del tipo AISI 316L.

1.9 Proceso tecnológico de maquinado

En los sistemas productivos contemporáneos el uso acertado de los recursos es una condición indispensable para lograr la competitividad en el mercado. Los procesos de manufactura por arranque de viruta no escapan a esta afirmación.

Es conocida la gran importancia de los aceros inoxidables en la industria actual por su capacidad anticorrosiva y gran resistencia mecánica. Se utilizan en la fabricación de artículos para la manipulación de alimentos y productos químicos. También se utiliza en piezas que deben soportar el ataque de sustancias corrosivas, por lo que se puede decir que es un material de alta demanda en todo el mundo. Un uso particular de ellos es la fabricación de prótesis internas en humanos.

A pesar de los avances tecnológicos actuales se presentan dificultades en el mecanizado de acero inoxidable. En los trabajos [1, 14 y 16) se exponen detalladamente las características fundamentales del proceso de maquinado de aceros inoxidables las cuales se pueden resumir en: la arista de la herramienta esta sometida a niveles de temperaturas y fuerzas de corte, manchado y endurecimiento mas altos que cualquier otro material de trabajo; los valores de los parámetros fundamentales del régimen de corte se mantienen bajos; baja productividad; corta vida útil de la herramienta; escasa maquinabilidad originada por la presencia de carburos abrasivos, baja conductividad térmica y tendencia

al filo de aportación; la mala formación de viruta así como el efecto de endurecimiento por deformación presentes en las operaciones de mecanizado.

Por todo lo anterior cuando se pretende usar estos aceros en la fabricación de prótesis internas las cuales requieren de elevado grado de exactitud y mínima rugosidad superficial es necesario elaborar cuidadosamente las tecnologías de fabricación.

La especificación y fabricación de superficies de alta calidad requiere la comprensión de la interrelación entre metalurgia, maquinabilidad y ensayos mecánicos. Para satisfacer este requerimiento se ha introducido una disciplina global conocida como Integridad Superficial, ganando aceptación mundial. La tecnología de la integridad superficial describe y controla todas las posibles alteraciones producidas en una capa superficial durante la fabricación, incluyendo sus efectos sobre las propiedades del material y el comportamiento de la superficie en servicio. La integridad superficial se consigue mediante la selección y el control de los procesos de fabricación, estimando sus efectos sobre las propiedades significativas de los materiales de trabajo.

La calidad se ha convertido en uno de los factores de decisión mas importantes para elegir entre productos y servicios que compiten. De esta forma, entender y mejorar la calidad es un factor clave que lleva al éxito y permite alcanzar una posición competitiva. Todo esto ha motivado la introducción de nuevas tecnologías a nivel industrial que utilizan máquinas herramientas flexibles que garantizan el aumento de la productividad, la flexibilidad y la exactitud de fabricación. Lo anterior solo es posible con el uso de los últimos adelantos en el campo de la electrónica y la informática.

La integridad superficial implica el estudio y el control tanto de la rugosidad o la topografía superficial como de la metalurgia superficial. Ambos factores influyen en la

calidad de la superficie y de la sub-superficie mecanizada y se tornan extremadamente significativos al fabricar componentes estructurales que deban soportar elevadas tensiones estáticas y dinámicas. Por ejemplo, cuando la carga dinámica resulta un factor principal en el diseño, la resistencia útil se ve frecuentemente limitada por las características a fatiga de los materiales. Los fallos por fatiga casi siempre se originan en o cerca de la superficie de un componente; igualmente la corrosión por tensión es también un fenómeno superficial. Por consiguiente, la naturaleza de la superficie desde un punto de vista tanto topográfico como metalúrgico es importante en el diseño y la fabricación de componentes críticos.

Las alteraciones de la integridad superficial más comunes se pueden clasificar en tres grandes grupos:

1. Alteraciones Mecánicas, entre las que cabe citar las variaciones de dureza, la aparición de grietas y la creación de tensiones residuales.
2. Alteraciones Químicas que incluyen efectos de corrosión o de contaminación del material de pieza.
3. Alteraciones Metalúrgicas, entre las que se encuentran la aparición de capa blanca, de inclusiones en el material y los cambios de fase.

La investigación científica en el campo del acabado superficial de piezas, ha generado un creciente interés sobre la calidad de las piezas mecanizadas en las últimas décadas, con un gran esfuerzo para dilucidar sus causas y así predecir sus efectos, como hay un contacto continuo entre la herramienta y la pieza, donde la primera, es presionada contra la pieza, la cual es más blanda y es encajada por la herramienta si los ángulos son

pequeños, produciendo una textura superficial con desviaciones repetitivas y aleatorias donde se presentan las ondulaciones, totalmente distintas a las fallas generadas por grietas, rayas, inclusiones y defectos, que se pueden presentar, por el contrario, cuando los ángulos son grandes la fractura del material sigue las líneas de deslizamiento generadas por los cortantes máximos en el material, Groover [20, 21].

La mayor parte de la bibliografía básica consultada sobre los factores que influyen en la rugosidad se resume en el artículo publicado por los Ingenieros, M Correa, M de J Ramírez y J.R. Alique del Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey [11], donde hacen referencia de los principales investigadores de la rugosidad superficial tales como Boothoryd y Knight, quienes dividieron la rugosidad superficial en, ideal que es el resultado de la geometría de la herramienta y la velocidad de avance y natural que es el resultado de irregularidades del proceso de corte. Otros aportes de importancia que refiere el presente artículo es de Bernardo y Vosniakos (2003), donde realizan un estudio del arte de proceso de mecanizados como el fresado y torneado y presenta un diagrama de causa y efecto donde refleja todos los factores que influyen en la rugosidad superficial, el cual presenta una similitud en la presente investigación. (Ver Fig.1.6)



Figura 1.6 Diagrama causa y efecto. Factores que afectan a la rugosidad superficial.

El artículo también presenta un resumen de artículos representativos de investigadores donde se muestra las distintas variables que afectan la rugosidad superficial, técnicas de análisis, procesos aplicados y con que materiales se han aplicado.

Los procesos de rectificado generan tensiones compresivas en la superficie libre, que se vuelven nulas o tractivas bajo la misma, para posteriormente anularse en el interior del material. Estos procesos no modifican de forma notable la estructura sub-superficial del material.

Para el torneado duro, y dependiendo del estado de la herramienta, pueden obtenerse en la superficie libre tensiones tractivas o compresivas. Inmediatamente bajo la

superficie siempre se obtienen tensiones compresivas importantes hasta una profundidad de 50 a 100 ó 200 micrómetros, donde tienden a anularse. Asimismo, el torneado duro genera cambios estructurales notables en la superficie de la pieza mecanizada, observándose en algunos casos la denominada “capa blanca”, de elevada dureza, cuya estructura es nanocristalina.

Una de las formas mas usadas para la medición de la rugosidad superficial es la correlación de figuras de speckle. Este método se basa en que cuando se ilumina una superficie rugosa con un haz láser la luz dispersada presenta una estructura granular, esto es, manchas de luz y oscuridad aleatoriamente distribuidas. A esta figura se la denomina "speckle". Esta es el resultado de la interferencia múltiple de la luz proveniente de cada una de las irregularidades que conforman la superficie ópticamente rugosa. Esto significa que el patrón de figuras de speckle está íntimamente relacionado con la estructura de la superficie, es decir, que depende de la rugosidad, la longitud de correlación, la reflectividad de la muestra, etc. como también de las condiciones de iluminación de ella. Cuando el ángulo de iluminación varía ligeramente, la figura de speckle no solo se desplaza angularmente sino que los granos de speckle sufren una deformación. Una medida de esa deformación se obtiene comparando los patrones de speckle mediante una operación de correlación antes y después de haber variado el ángulo de iluminación. Los cálculos de la correlación de speckle en función de la variación del ángulo de incidencia están basados en los trabajos de Léger [23] y las modificaciones de Rebollo [33].

Suresh [37] desarrollan un modelo para predecir la rugosidad superficial en un material de acero templado mediante la metodología de superficie de respuesta y con el apoyo de

algoritmos genéticos. Ellos sostienen que, el radio de la nariz de la herramienta para corte, la velocidad de corte, la tasa de alimentación, la dureza del material, el uso de fluidos para corte, la vibración de la máquina herramienta y la profundidad de corte; son los factores que más afectan la rugosidad superficial de la pieza de trabajo.

Por otro lado, Zurperl Uros [44], establece un modelo fundamentado en la teoría de redes neuronales, el cual optimiza una función multiobjetivo para mejorar las condiciones de corte de metal en las operaciones de torneado. La función multiobjetivo está compuesta por los siguientes objetivos en conflicto: la tasa de producción, los costos de operación y la calidad del acabado superficial. Este modelo tiene como variables de entrada la tasa de alimentación, la velocidad y profundidad de corte, y como variables de salida la función multiobjetivo anteriormente mencionada. El modelo obtenido tiene la capacidad de predecir valores cercanos a los datos experimentales [27]

En el diseño de elementos que requieren para su conformado de procesos de mecanizado con arranque de material, es imprescindible tener en cuenta las desviaciones originadas por estos.

Asimismo, es fundamental considerar el rango de valores que permite una correcta funcionalidad del elemento. Entre las desviaciones de mayor relevancia, se encuentran las geométricas y dimensionales [30]. Es necesario conocer el efecto de las variables más importantes en el acabado superficial de piezas mecanizadas. Es frecuente usar las siguientes variables para caracterizar el comportamiento de un material: material de la pieza a maquinar, dimensiones y forma de la misma, herramienta a utilizar, fluido de corte, la velocidad, el avance y profundidad de corte.

Con estas siete variables, se puede obtener un patrón de respuesta que permita indicar cuáles de éstas inciden en el acabado superficial de manera significativa tal como lo plantea en sus estudios generales sobre manufactura Alting [1], de esta forma se pueden conseguir las condiciones, individuales o de interacción con las que se logre una superficie que cumpla con los requisitos de diseño.

A pesar de la gran variedad de formas de herramientas de corte, en la mayoría de los trabajos científicos se recurre al modelo de corte ortogonal para eliminar una gran cantidad de variables.

La maquinabilidad ha sido definida inicialmente como la facultad de un material para ser trabajado por arranque de viruta [17].

Actualmente se agrega a ese concepto el desgaste de la herramienta, la precisión dimensional y geométrica que pueda obtenerse, el acabado superficial y el consumo de energía necesaria. Por lo que se puede decir que un material tiene mejor o menor maquinabilidad en la medida en que arroja resultados positivos en cada uno de estos aspectos antes mencionados.

Se considera entonces la maquinabilidad cualitativamente según Lopez [25] “como una propiedad del sistema formado en una situación de maquinado, en donde todas las partes que lo componen deben estar claramente definidas. El análisis de estas partes da como resultado una situación óptima desde un punto de vista particular”.

Se puede decir entonces que cualquier variación de los factores del régimen de corte afecta la maquinabilidad y en consecuencia las características de las piezas fabricadas afectando las dimensiones, la rugosidad la geometría además de la vida útil de la

herramienta. Por lo que es preciso definir las relaciones entre las variables para poder controlar los procesos de corte y asegurar la calidad de las piezas fabricadas.

Para definir la maquinabilidad de un material de manera cuantitativa, éste se compara con un material base, al que se le confiere 100% de maquinabilidad (acero AISI B1112). Mediante ensayos de vida útil de una herramienta se aplica la ecuación de Taylor. Obteniéndose el índice de maquinabilidad del material estudiado según la diferencia en términos de porcentaje con el material base [5].

1.10 Aplicaciones CAD/CAM.

CAD. Diseño Asistido por Ordenador

Bajo estas tres siglas se agrupan diversas herramientas de apoyo al diseño y desarrollo de un producto. Herramientas desarrolladas a lo largo del último cuarto del siglo XX y que han dado como resultado continuos cambios en procesos y procedimientos, y cómo no, en los productos.

En la actualidad existe una gran variedad de sistemas CAD diferentes, algunos de propósito general y otros orientados a sectores o trabajos específicos [8].

Los sistemas CAD colaboran de manera sustancial al acortamiento de la fase de diseño y al adelantamiento de la llegada al mercado de un nuevo producto, gracias a que favorecen la simplificación y sistematización de tareas y la prevención de errores. La generación de un producto en sus tres dimensiones dentro de un paquete CAD, permite que sea visualizado y sometido a casi todas aquellas pruebas o ensayos a los que sería sometido antes de existir físicamente (prototipado virtual). Así, a las posibilidades que

dan los propios sistemas CAD, como detección de colisiones o interferencias, análisis de tolerancias, visualizado de acabados superficiales, generación simplificada de planos, etc, se suman las de todas las aplicaciones, con los que se hace posible realizar ensayos, programación de máquina herramienta, control de calidad y la simulación de multitud de procesos más, sin necesidad de disponer de las piezas tangibles.

El desarrollo de los sistemas CAD ha estado ligado al de la informática, datando el primer programa de 1963. Durante los años 70 y principios de los 80 se afianzó la idea de la gran utilidad que estos sistemas podían tener y fue en 1982 cuando se inició la verdadera expansión del diseño asistido por ordenador, desarrollándose sistemas de bajo coste que facilitaban su rápida integración en la industria. El desarrollo fue rápido, dando otro gran salto cuando, pocos años después, se desarrollaron y extendieron los sistemas CAD 3D, en los cuales las piezas se podían ver en su forma real antes de ser fabricadas y los planos pasaron a ser una fase más del diseño de producto. En los últimos años, se ha dado una gran diversificación y especialización de los sistemas, dando lugar a procesos de diseño por superficies, por sólidos paramétricos, texturizados, mallas de curvas y una amplísima variedad de técnicas.

Actualmente, hasta los más básicos softwares de CAD de aplicación general cubren, de una u otra forma, todas las necesidades de una empresa sin requerimientos especiales. Modelan en 3D, generan los planos de fabricación correspondientes, permiten el trabajo con sólidos paramétricos o con superficies, texturizan (foto-realismo), facilitan el intercambio de información con clientes y proveedores, generan modelos para prototipos rápidos, etc... Sin embargo los paquetes más avanzados cuentan, además, con cálculo por elementos finitos, generación de superficies a partir de nubes de puntos, relación con

bases de datos para generar catálogos de piezas, análisis ergonómicos, comunicación y colaboración entre distintos centros de diseño y muchas más herramientas de gran utilidad.

La evolución de estos sistemas en los próximos años parece tender hacia la especialización de las tareas en sectores concretos de la industria y, más aún, a la personalización por el propio usuario o empresa compradora de hasta donde quiere que su programa de CAD pueda llegar.

El diseño y la fabricación asistidos por computadora (CAD/CAM) es una disciplina que estudia el uso de sistemas informáticos como herramienta de soporte en todos los procesos involucrados en el diseño y la fabricación de cualquier tipo de producto. Esta disciplina se ha convertido en un requisito indispensable para la industria actual que se enfrenta a la necesidad de mejorar la calidad, disminuir los costos y acortar los tiempos de diseño y producción. La única alternativa para conseguir este triple objetivo es la de utilizar la potencia de las herramientas informáticas actuales e integrar todos los procesos, para reducir los costos (de tiempo y dinero) en el desarrollo de los productos y en su fabricación.

Todo programa de mecanizado por CNC posee dos clases de información básica, la información geométrica (aquella que define la forma de la pieza) y la información tecnológica (aquella que define la manera de ejecutar la geometría en cuanto a los parámetros de corte tales como avance, potencia, compensación, etc.)

Vistas las distintas composiciones químicas de los aceros para la construcción de elementos para implante, falta la revisión de la tecnología para fabricación CNC para cerrar el ciclo que el objeto de esta investigación se ha planteado.

Según Curtis, Mark A. [12] “La planeación de procesos es la creación de un método particular de fabricación que generalmente comprende cierto número de pasos u operaciones”.

El trabajo de la planeación de un proceso se inicia típicamente con un análisis de los dibujos de ingeniería. El plan del proceso que se obtiene de esta revisión preliminar se considera por lo general como un estimado de costo, si el estimado del costo, está dentro de los lineamientos económicos y presupuestarios aprobados, se generará un plan formal y muy detallado del proceso.

Dentro de la planeación de los procesos de fabricación se encuentra en la actualidad la fabricación Control Numérico Computarizado (CNC), como medio de fabricación seguro, rentable y de muy alta confiabilidad.

Según Boon, G.K, [5] el CNC tuvo su origen a principios de los años cincuenta en el Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT), en donde se automatizó por primera vez una gran fresadora.

En una máquina CNC, a diferencia de una máquina convencional o manual, esta compuesta por una computadora que controla la posición y velocidad de los motores que accionan los ejes de la máquina. Gracias a esto, puede hacer movimientos que no se pueden lograr manualmente como círculos, líneas diagonales y figuras complejas tridimensionales.

Para Boon, G.K, [5] las máquinas CNC son capaces de mover las herramienta al mismo tiempo en los tres ejes para ejecutar trayectorias tridimensionales como las que se requieren para el maquinado de complejos moldes y troqueles.

En una máquina CNC una computadora controla el movimiento de la mesa, el carro y el husillo. Una vez programada la máquina, ésta ejecuta todas las operaciones por sí sola, sin necesidad de que el operador esté manejándola. Esto permite aprovechar mejor el tiempo del personal para que sea más productivo.

El término "control numérico" se debe a que las órdenes dadas a la máquina son indicadas mediante códigos numéricos.

Para Martino, R.L [26] la manufactura Asistida por Ordenador ofrece significativas ventajas con respecto a los métodos más tradicionales de controlar equipos de fabricación con ordenadores en lugar de hacerlo con operadores humanos. Por lo general, los equipos CAM conllevan la eliminación de los errores del operador y la reducción de los costos de mano de obra. Sin embargo, la precisión constante y el uso óptimo previsto del equipo representan ventajas aún mayores. Por ejemplo, las cuchillas y herramientas de corte se desgastarán más lentamente y se estropearán con menos frecuencia, lo que reduciría todavía más los costes de fabricación frente a este ahorro pueden aducirse los mayores costos de bienes de capital o las posibles implicaciones sociales de mantener la productividad con una reducción de la fuerza de trabajo. Los equipos CAM se basan en una serie de códigos numéricos, almacenados en archivos informáticos, para controlar las tareas de fabricación. Este Control Numérico por Computadora (CNC) se obtiene describiendo las operaciones de la máquina en términos de los códigos especiales y de la geometría de formas de los componentes, creando archivos informáticos especializados o programas de piezas.

La creación de estos programas de piezas es una tarea que, en gran medida, se realiza hoy día por software informático especial que crea el vínculo entre los sistemas CAD y CAM.

Según Trabajo Publicados de Ingeniería Industrial (UPIICSA - IPN) las características de los sistemas CAD/CAM son aprovechadas por los diseñadores, ingenieros y fabricantes para adaptarlas a las necesidades específicas de sus situaciones. Por ejemplo, un diseñador puede utilizar el sistema para crear rápidamente un primer prototipo y analizar la viabilidad de un producto, mientras que un fabricante quizá emplee el sistema porque es el único modo de poder fabricar con precisión un componente complejo. La gama de prestaciones que se ofrecen a los usuarios de CAD/CAM está en constante expansión. Los fabricantes de indumentaria pueden diseñar el patrón de una prenda en un sistema CAD, patrón que se sitúa de forma automática sobre la tela para reducir al máximo el derroche de material al ser cortado con una sierra o un láser CNC. Además de la información de CAD que describe el contorno de un componente de ingeniería, es posible elegir el material más adecuado para su fabricación en la base de datos informática, y emplear una variedad de máquinas CNC combinadas para producirlo. La fabricación Integrada por Computadora (CIM) aprovecha plenamente el potencial de esta tecnología al combinar una amplia gama de actividades asistidas por ordenador, que pueden incluir el control de existencias, el cálculo de costos de materiales y el control total de cada proceso de producción. Esto ofrece una mayor flexibilidad al fabricante, permitiendo a la empresa responder con mayor agilidad a las demandas del mercado y al desarrollo de nuevos productos.

La futura evolución incluirá la integración aún mayor de sistemas de realidad virtual, que permitirá a los diseñadores interactuar con los prototipos virtuales de los productos mediante la computadora, en lugar de tener que construir costosos modelos o simuladores para comprobar su viabilidad. La programación CAD/CAPP/CAM se utiliza cuando las geometrías son más complicadas y cuando la pieza ya es una figura

con definiciones en 3D. Es la programación empleada en los talleres de moldes y matrices. Esto propicio la aparición de la figura del programador en los talleres de mecanización. Debido a la dificultad en la utilización de estos sistemas de programación, el trabajo de mecanización en la máquina pasó a ser compartida por dos figuras diferenciadas en la mayoría de talleres: el operario y el programador. Actualmente la tendencia es suprimir esta diferenciación y acercar la programación al operario o acercar la máquina al programador, de manera que sea una sola persona la que haga trabajar la máquina. Esto se esta consiguiendo como ya se ha dicho con nuevas generaciones, más sencillas en cuanto a su utilización y más rápidos es una evolución de las técnicas de CAD/CAM, en la que las imágenes informatizadas tridimensionales se convierten en modelos reales empleando equipos de fabricación especializada o por lo contrario modelos reales se convierten en prototipos que pueden ser manipulados con la finalidad de optimizar su objeto de trabajo, siendo esta técnica denominada ingeniería inversa .

1.11 Ingeniería inversa.

Se conoce como Ingeniería Inversa el proceso de reconstrucción, de forma informática, de una pieza sin necesidad de documentación, partiendo de un modelo físico (modelos de diseño, industriales, artísticos, prototipos, etc.) para obtener el modelo CAD del objeto en cuestión [39].

La Ingeniería Inversa está directamente ligada con los avances en el campo de la metrología. Como consecuencia de la mejora en la producción mediante el desarrollo de la máquina-herramienta, se hizo necesario un aumento en la exigencia de la calidad del

producto, lo que conllevaba la necesidad del desarrollo de nuevas técnicas para poder medir con precisión las piezas fabricadas. Así, en 1805 Maudslay construyó un micrómetro de tornillo, y posteriormente alrededor de 1840, Joseph Whitworth construyó una máquina para medir de elevada precisión. Finalmente es en 1875 cuando Brown & Sharpe crea lo que sería la primera máquina de medir por coordenadas para una compañía fabricante de barcos y yates de competición.

Como primera solución a la reconstrucción 3D, aparecieron las máquinas copiadoras, pantógrafos adaptados al proceso de mecanizado. Constaban de dos cabezales, uno recorriendo la sección maestra y el otro con un cabezal de fresado que seguía la geometría a construir. Un paso importante se dará mediante la separación en dos fases de la digitalización (modelo virtual 3D) y mecanización, automatizándose ambos procesos mediante CNC.

Las actuales técnicas de digitalizado 3D permiten capturar los puntos de medida con mayor precisión y velocidad, pudiéndose clasificar en dos grupos: sistemas por y sin contacto con el objeto a digitalizar. Mediante los sistemas por contacto se obtienen las coordenadas de los puntos gracias al desplazamiento continuo de una punta sobre la superficie, y son adaptables a máquinas tridimensionales empleadas para control dimensional. Dentro de los sistemas sin contacto, se encuentran una variedad de opciones: sistemas por láser; sistemas de visión activa mediante emisión y recepción de luz, que permite calcular profundidades; sistema de proyección de luz blanca y receptor de una cámara CCD (Charge Coupled Device). La siguiente fase en el proceso de Ingeniería Inversa, es la reconstrucción de las superficies matemáticas que se apoyan en

las nubes de puntos obtenidas en la digitalización, a través de un software CAD para obtener el modelo 3D virtual.

Las principales aplicaciones se encuentran en la industria, como apoyo al diseño y posterior cálculo y control dimensional de aquellas formas complejas que no pueden ser descritas con fórmulas matemáticas sencillas y que requieren el apoyo de un modelo físico, como ocurre por ejemplo en la industria del automóvil. También en aplicaciones médicas, por ejemplo prótesis, implantes, y aplicaciones artísticas, como joyería o reconstrucción de monumentos.

La evolución de la Ingeniería Inversa en los próximos años parece estar dirigida hacia la mejora de las técnicas tanto de filtrado y post-proceso de los puntos obtenidos en la digitalización, como de las herramientas de reconstrucción geométrica a partir de los mismos, de forma que en un futuro la reconstrucción de un objeto sea un proceso menos costoso en tiempo y dinero, y con ello la Ingeniería Inversa se convierta en algo frecuente y económico.

Conclusiones capítulo I.

Según lo analizado en este capítulo se concluye que:

1. La pieza debe ser de material de acero inoxidable, ya que debe resistir la corrosión que propicia el ambiente agresivo interno del cuerpo humano.
2. Por la geometría de la pieza se descarta su obtención por forja, dada la gran dificultad para obtener la forma esférica, por lo que se decide optar por un material laminado y el proceso de manufactura con el uso del Control Numérico.
3. Durante el estudio realizado o revisión bibliográfica se determinara que la fabricación de prótesis de cadera con tecnología CNC en Venezuela dispone de escasos antecedentes.
4. Las condiciones materiales y tecnológicas en Venezuela, capacidades instaladas como software CAD, CAM, e Ingeniería Inversa, permiten el desarrollo de tecnología CNC para la fabricación de prótesis de cadera.
5. En la práctica es común asignar valores a las variables de corte usando manuales y tablas especializadas obteniéndose velocidades de corte, avances y penetración escalonados, presentándose en ocasiones resultados en el proceso de maquinado muy diferentes a los esperados, lo cual esta estrechamente vinculado con el muy estudiado y poco esclarecido concepto de “grado de maquinabilidad”.

CAPITULO II

CONCEPCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO Y PREPARACIÓN PARA LA FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE CADERA CON TECNOLOGÍA CAD/CAM.

2 CONCEPCIÓN DEL MODELO GEOMÉTRICO Y PREPARACIÓN PARA LA FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE CADERA CON TECNOLOGÍA CAD/CAM

En este capítulo se plantean los procesos y metodologías utilizadas en la fabricación de una prótesis, se partió con la ayuda de la Ingeniería Inversa a través de la utilización de una máquina de medición por coordenadas, para obtener los puntos que definen el contorno de la pieza, y luego al procesar los mismos en herramientas CAD se obtuvo su geometría. Esto posibilita proyectar los planos y crear las acotaciones respectivas y generar los códigos de fabricación CNC que permitan obtener el prototipo deseado.

2.1 Concepción del diseño de una prótesis de cadera

Algunos problemas existentes dentro del campo ingeniería en el área de los procesos productivos, provocan el deterioro por desgastes y fallas de sus elementos componentes (por mal diseño, sobreesfuerzo, mala selección del proceso de fabricación), lo que genera la disminución de la producción.

En el área de los elementos estructurales que componen un sistema, bien sea natural o artificial, se han creado equipos basados en el diseño de ingeniería concurrente, dedicados especialmente al análisis funcional, estructural y posteriormente en la manufactura de prototipos que sustituyen de forma integral algún componente natural, como es el caso específico de esta investigación “una prótesis de cadera”.

Para la elaboración del prototipo digital se propone:

- Tomar como patrón de referencia una prótesis de cadera del tipo Thompson®, facilitada por la Escuela de Metalurgia y Ciencia de los Materiales de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Central de Venezuela (UCV).
- Utilizar una Máquina de Medición por Coordenadas (MMC), perteneciente al Instituto Universitario Experimental de Tecnología de La Victoria (IUETLV) para generar los datos relativos al contorno por medio de la ingeniería inversa.
- Concebir el modelo geométrico para posteriormente ser manufacturado.

La Figura 2.1 muestra las etapas a seguir en la obtención de la geometría de la pieza patrón donde se aplicó la Ingeniería Inversa.

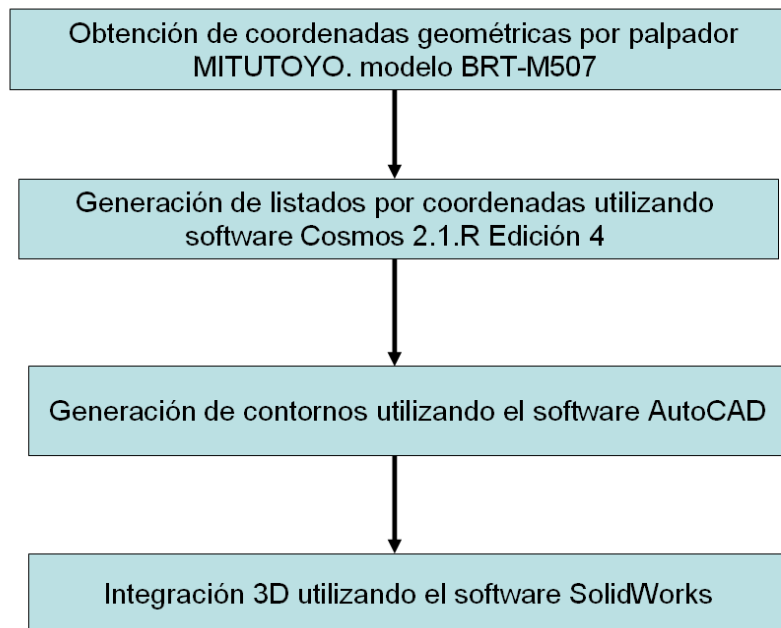


Figura 2.1. Etapas aplicadas para la ingeniería inversa.

2.2 Patrón de Referencia.

La prótesis de cadera utilizada corresponde a una prótesis parcial tipo Thompson® en sus variedades de monobloque, la cual es utilizada para fracturas de la extremidad del fémur, según clasificación anatómica es de cuello, su montaje es cementada y vástago curvo, como se muestra en la figura 2.2



Figura 2.2. Patrón prótesis de Thompson®.

Los elementos de la prótesis que regirán las dimensiones fundamentales son el diámetro de la cabeza y el largo del cuello (Fig. 2.3) (ver variantes en Anexo III) la longitud del cuerpo permanece fija por razones médicas.

La restricción relativa a la longitud de cuello, facilita el criterio de fabricación por separado de la cabeza y del cuerpo, se parametrizó en el diseño solamente el elemento cabeza, la cual variará entre 39 a 53 mm de diámetro en correspondencia de la edad y el peso (Fig. 2.3) y se denominará parámetro B.

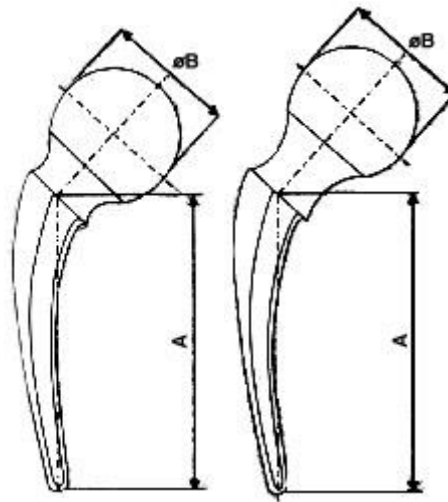


Figura 2.3. Parámetros fundamentales.

2.3 Características del material de la prótesis de cadera

Se decide utilizar el Acero Inoxidable del tipo AISI 316L las propiedades del material seleccionado son las mostradas en la tabla 2.1.

Tabla 2.1 Propiedades Acero Inoxidable AISI 316L

Tipo	Condición	Resistencia a la rotura [MPa]	Límite elástico [MPa]	Elongación %
316	Recocido	515	205	40
	Terminado en frío	620	310	35
	Trabajado en frío	860	690	12
316L	Recocido	505	195	40
	Terminado en frío	605	295	34
	Trabajado en frío	860	690	12

2.4 Procedimiento de medición a seguir para obtener los parámetros de la prótesis de cadera.

Las características de Máquina de Medición por Coordenadas marca Mitutoyo, modelo BRT-M507, (Fig. 2.4) son las siguientes:

Rango de medición en los ejes:

X= 500 mm

Y= 700 mm

Z= 400 mm

Resolución = 0.0005 mm

Tipo de guía = Presión de aire.

Presión de trabajo = 0.4 MPa (4 Kgf /cm²)



Figura 2.4 Máquina de Medición por Coordenadas Mitutoyo (IUTLV)

Para poder obtener las dimensiones de la prótesis que servirá como patrón se seguirá el siguiente procedimiento:

2.5 Montaje del patrón en la MMC

Para realizar la medición de la prótesis de cadera patrón, se utilizará una base rectificada de montaje entre puntos (Fig. 2.5), con la finalidad de asegurar la precisión en la MMC y minimizar el error probable en la manipulación del elemento.



Figura 2.5 Montaje de la Pieza.

2.6 Toma de mediciones.

La toma de mediciones se efectúa al desplazar el palpador por el contorno de la pieza patrón, según muestra la Figura 2.6, se tomarán aproximadamente 230 lecturas para obtener los puntos mínimos necesarios que garanticen la precisión del perfil.

El proceso de medición se hará a 0° y a 180° , a través de una rotación axial de la muestra en la base. (Fig. 2.6 a y b).



Figura 2.6 a) Medición a 0° .

b) Medición a 180°

La figura 2.7 muestra el proceso de obtención de las mediciones de contorno de la prótesis de cadera seleccionada.



Figura 2.7 Medición del contorno.

2.7 Exportación de los resultados de la medición.

Los puntos que se obtuvieron serán exportados a un fichero en formato ASCII, para garantizar el intercambio entre los distintos sistemas de procesamiento de imagen.

El formato tendrá la estructura mostrada en la Figura 2.8.

Nombre Medición
Nombre Medición - Eje.
ELEV#
P001 X Y
.
.
P00N X Y
END

Figura 2.8 Fichero ASCII.

2.8 Creación del modelo geométrico de los elementos componentes de la prótesis de cadera

Los datos que se obtuvieron en la MMC serán procesados para transformarlos del formato ASCII a un formato gráfico DWG, que permita obtener el modelo tridimensional de la prótesis en una herramienta CAD.

El procedimiento seguido fue el siguiente:

1. Editar el archivo que se obtuvo de la MMC en formato *.txt para obtener un archivo en formato *.scr (script file).
2. Importar el archivo *.scr al software AutoCAD, como una línea continua formada por puntos.
3. Se hace un reconocimiento de entidades para suavizar los contornos curvos de los perfiles.
4. Se exporta el perfil que se obtuvo en formato *.dwg al software SolidWorks.
5. Se parametriza el perfil y se vinculan las diferentes secciones para obtener un sólido final que constituye el prototipo digital.
6. Se rediseña en el SolidWorks el prototipo obtenido donde se tubo en cuenta criterios de fabricación que garanticen la diferentes gamas a producir, se seccionó el elemento, para generar posteriormente en el proceso de manufactura CNC cada una de las partes.

2.9 Preparación para la manufactura.

Luego de elaborar las diferentes partes que componen el nuevo diseño de prótesis, se procederá a generar las diferentes etapas requeridas para la obtención del proceso de

manufactura, para ello se trabajará con el uso de las herramientas CAM que brinda el software SurfCAM.

Las etapas de este proceso serán:

1. Maquinado cabeza de la prótesis en torno CNC.
2. Maquinado de la cuerpo de la prótesis en el Centro de Mecanizado CNC.
3. Maquinado del Acetábulo en torno CNC.
4. Maquinado de la Base del Acetábulo en torno CNC

Para todos los casos el procedimiento tendrá los siguientes pasos:

1. Obtención del perfil a partir de la transferencia del SolidWorks.
2. Selección de las dimensiones del semiproducto.
3. Elaboración de la trayectoria con el software SurfCAM.
4. Selección de las herramientas y parámetros de corte en el SurfCAM.
5. Simulación del proceso de maquinado y generación de códigos CNC.

2.9.1 Obtención del perfil a partir de la transferencia del SolidWorks.

Para obtener el perfil a partir de la transferencia del SolidWorks, se procede a exportar primeramente las características de la pieza a un formato legible por el SurfCAM, este puede ser en archivos del tipo *.sat ó IGES *.igs, los cuales contendrán las superficies limítrofes que conforman la pieza.

Una vez importado el archivo de transferencia se obtiene la certificación del reconocimiento de las entidades del proyecto.

2.9.2 Selección de las dimensiones del semiproducto.

Importado el perfil de la pieza a maquinar, se selecciona el tipo de proceso idóneo para ejecutar según sea la característica de la pieza a elaborar, el software permite el modelado de los procesos de Torneado, Fresado en 2 y 3 ejes y Mecanizado en Centros de Maquinado hasta con 4 ejes.

Para las dimensiones del semiproducto se crea con líneas entidades del tipo rectangular en los diferentes planos de corte que pasan por el centro de la pieza. Estos rectángulos deben sobresalir al contorno de la pieza, para determinar las dimensiones aproximadas del semiproducto y la posición del mismo referida al cero pieza del centro de mecanizado.

2.9.3 Elaboración de la trayectoria con el software SurfCAM.

Con el contorno de la pieza y las dimensiones del semiproducto, se seleccionan el tipo de operación a realizar y con ello se escogen los parámetros relativos al proceso de corte, es decir, se escoge la herramienta, determinando el diámetro de la misma, todo a partir de una base de datos de herramientas de corte.

Se establece el régimen de corte para la operación, debiéndose tener en cuenta si es una operación de desbaste o de acabado y especificando la profundidad a la que se llegará, la cual se puede asignar teniendo en cuenta diferentes formas, por ejemplo, puede asignarse, a partir de seguir la trayectoria y sentido de una entidad dada, o teniendo como referencia una o más superficies. También se deben asignar las profundidades y el avance de corte de la herramienta, el tipo de trayectoria a seguir y la sobremedida a dejar, entre otros.

2.9.4 Simulación del proceso de maquinado y generación de códigos CNC

Escogida la operación a realizar, se analizan, por el sistema, las entidades que delimitan la trayectoria de la herramienta y se simula la operación de corte en cuestión. Este procedimiento es repetido para cada una de las operaciones de corte a realizar en la pieza, permitiendo estudiar si la misma cumple o no la tarea asignada de la forma deseada, cuando se termine esta etapa, o en cualquier momento intermedio entre operaciones, se puede hacer la simulación escogiendo la forma y dimensiones del semiproducto, mostrando de forma animada espacial las operaciones de corte seleccionada.

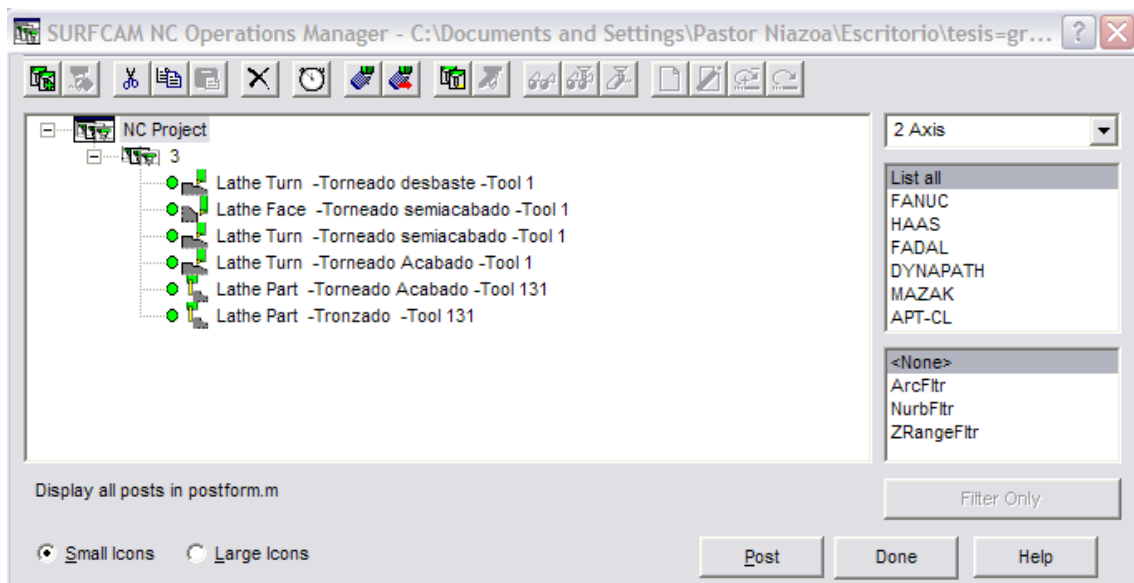


Figura 2.9 Diálogo de operaciones en el SurfCAM.

Esta simulación permite valorar si el proceso es válido o tiene que ser modificado.

2.10 Estructura Metodológica.

Todo el proceso metodológico desarrollado en esta etapa de la investigación se basa en la estructura que se muestra en la Figura 2.9.

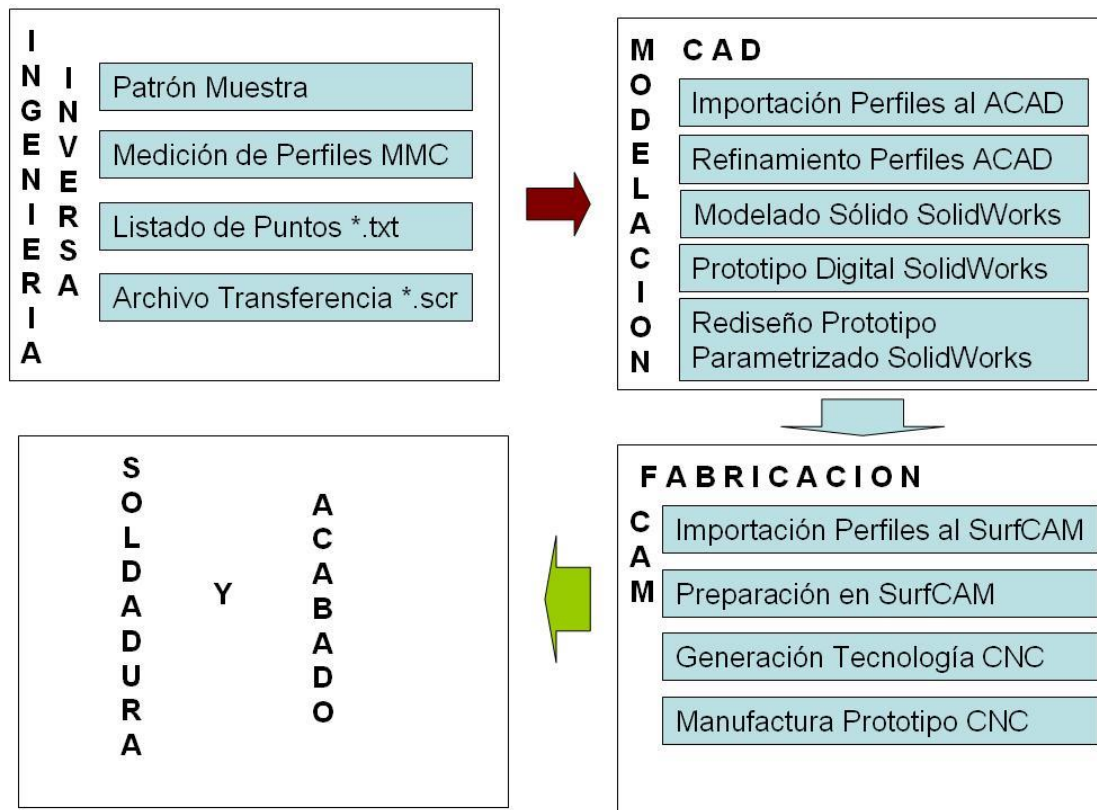


Figura 2.9 Estructura Metodológica aplicada.

Conclusiones del capítulo II

En este capítulo se ha mostrado la estructura general del desarrollo de la pieza objeto Caso de Estudio, se siguió las diferentes etapas que van desde un punto inicial relacionado con la Ingeniería Inversa, se paso por los procesos de diseño y terminó con la formulación del procedimiento de maquinado para obtener una pieza prototipo.

En cada paso de transición de un módulo a otro, se deben tener en cuenta las características de los archivos de transferencia de información o datos, que deben permitir la fluidez de todo el proceso.

En el capítulo se obtiene una metodología válida no solo para la pieza estudiada, sino ajustable a la obtención de prototipos basados en procesos de Ingeniería Inversa.

CAPITULO III

IMPLEMENTACION Y ANALISIS DE RESULTADOS DEL MODELO PROPUESTO

3 IMPLEMENTACION Y ANALISIS DE RESULTADOS DEL MODELO PROPUESTO.

En este capítulo se exponen los resultados obtenidos con la implementación del modelo propuesto en el capítulo anterior, transitando por la Ingeniería Inversa, la modelación con herramientas CAD y la generación de los códigos de fabricación CNC para obtener el prototipo deseado.

3.1 Estudio de la pieza.

Pasos:

- Estudio patrón de referencia. (prótesis de cadera del tipo Thompson®).
- Determinación del perfil utilizando la Máquina de Medición por Coordenadas (MMC).
- Creación del modelo geométrico.
- Rediseño de la pieza.

3.1.1 Patrón de Referencia.

La prótesis de cadera tipo Thompson® consta para su montaje de tres partes:

- Prótesis: a fabricar de Acero Inoxidable AISI 316L
- Acetábulo: a fabricar de Resina Acetálica

- Base: a fabricar de Acero Inoxidable AISI 316L



Figura 3.1 Elementos patrones. Prótesis, Acetábulo y Base.

3.1.2 Determinación del perfil.

Para determinar el perfil se utilizó una Máquina de Medición por Coordenada (características en el epígrafe 2.4), obteniendo el listado de los puntos que forman el contorno de la pieza patrón en un archivo en formato ASCII con extensión *.txt, ver tabla 3.1.

Tabla 3.1 Intercambio de formato.

Tipo de Archivo		
ASCII *.txt	SCRIPT *.scr	LISP *.lsp
Sección Trapecial ZX. ELEV3 P001 X-19.149 Y-6.058 P002 X-17.605 Y-9.633 P003 X-14.643 Y-14.348 P004 X-13.924 Y-15.311 P005 X-12.590 Y-17.137 . . . P105 X-15.263 Y13.160 P106 X-17.290 Y10.368 P107 X-18.256 Y8.576 P108 X-18.729 Y7.508 P109 X-18.968 Y6.893 P110 X-19.264 Y6.050 END	LINEA -19.149,-6.058 -17.605,-9.633 -14.643,-14.348 -13.924,-15.311 -12.590,-17.137 . . . -15.263,13.160 -17.290,10.368 -18.256,8.576 -18.729,7.508 -18.968,6.893 -19.264,6.050 C	(Command "_Line" "-19.149,-6.058" "-17.605,-9.633" "-14.643,-14.348" "-13.924,-15.311" "-12.590,-17.137" . . . "-15.263,13.160" "-17.290,10.368" "-18.256,8.576" "-18.729,7.508" "-18.968,6.893" "-19.264,6.050" ""))

El listado completo de todas las mediciones de los puntos por los diferentes planos de la pieza, se muestran en el Anexo IV. Los mismos son obtenidos directamente de la MMC y transferidos a los archivos antes expuestos.

Estos archivos para ser procesados con el AutoCAD® deben ser transformado a una estructura que puede ser en formato SCRIPT *.scr ó LISP *.lsp. (Tabla 3.1)

En este caso se modificó el archivo al modelo script file y con el comando Script de AutoCAD se importó al paquete gráfico.

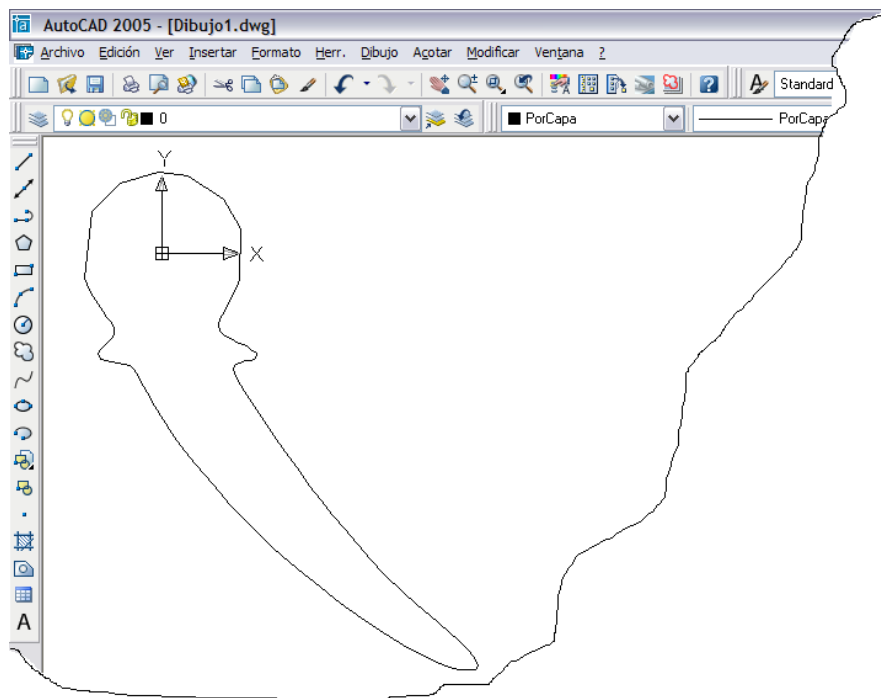


Figura 3.1 Perfil importado al AutoCAD®.

Una vez importados los diferentes contornos, se necesitan procesar para hacer un reconocimiento de entidades sobre todo en las zonas curvas.

3.1.3 Modelo Geométrico.

Durante el procesamiento en AutoCAD se construyeron las entidades gráficas que caracterizan la geometría de la pieza para obtener la forma final.

Como se pudo reconocer en la tabla 3.1 el archivo script está configurado para dibujar entidades del tipo Línea, lo que provoca que todas estén independientes una de las otras, por lo que para un procesamiento agrupado es necesario convertirlas a polilínea con la ayuda del comando **PEDIT** (EDITPOL), mediante su función de unión (Fig. 3.2).

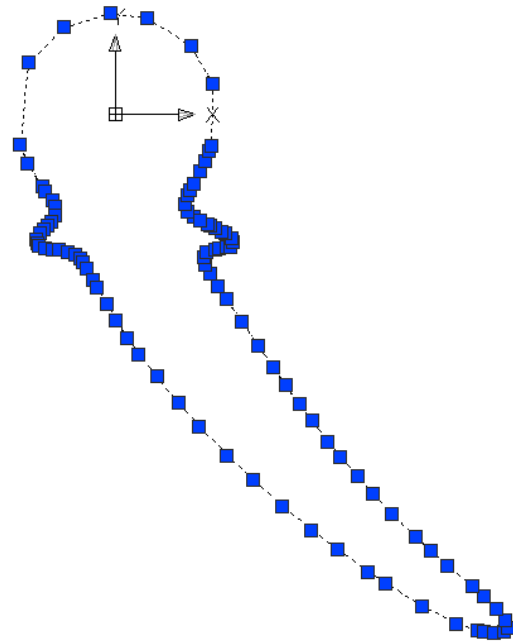


Figura 3.2 Entidad Polilínea.

Para las partes curvas se crean entidades del tipo círculo o del tipo arco, utilizando como referencia los vértices de la polilínea. Por ejemplo en el caso de los círculos se desarrollan con la opción de creación de Círculos a partir de tres puntos (3P), en la figura 3.3 el contorno original en color Negro y la nueva entidad círculo en color Rojo. Con los comandos de edición se dan los ajustes finales al perfil.

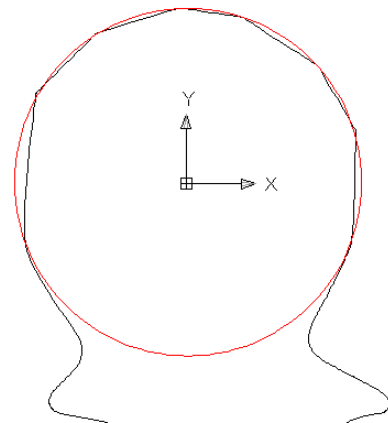


Figura 3.3 Ajuste de perfil curvo.

El perfil ya refinado a su forma final, se dimensiona y se le incorporan los criterios de parametrización (Fig. 3.4).

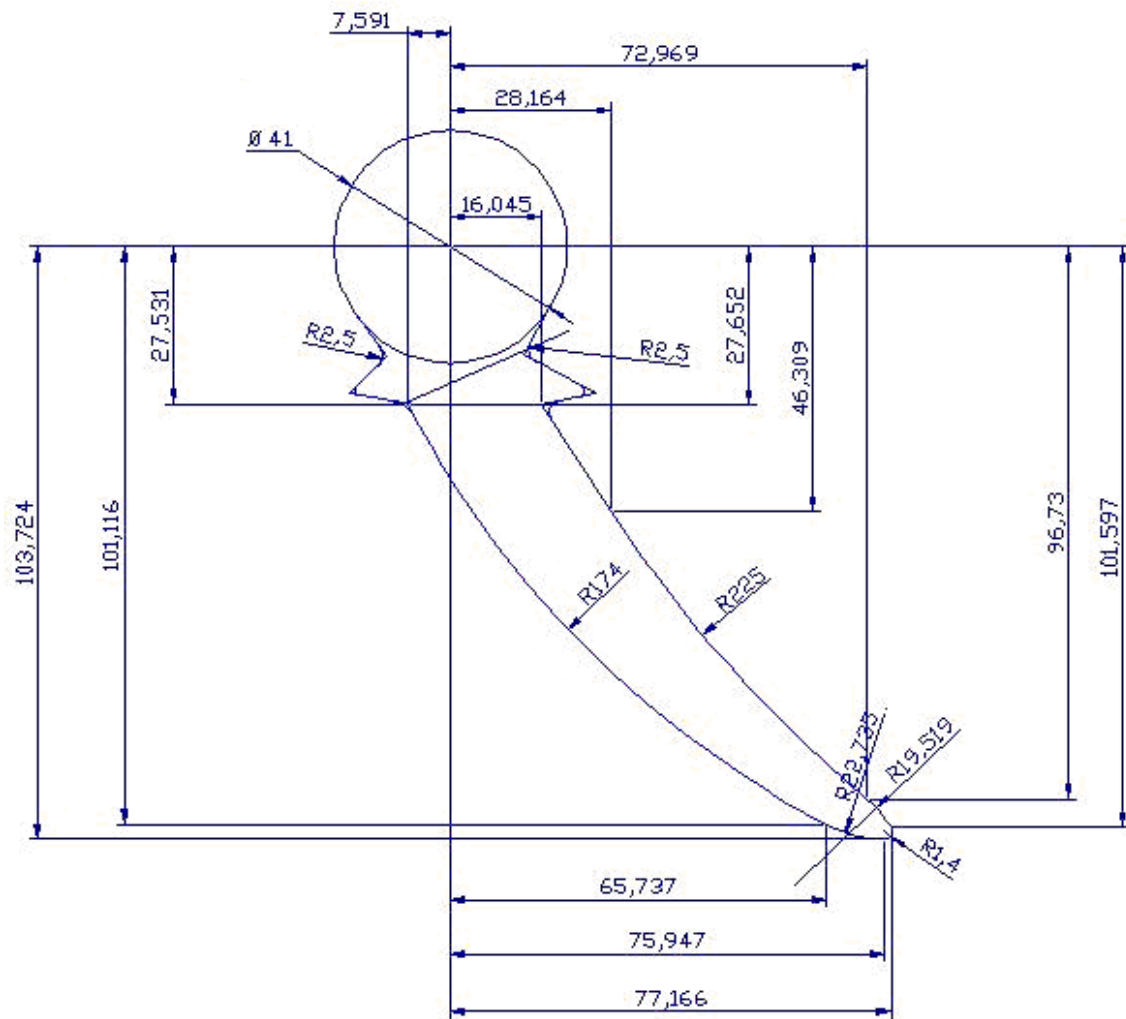


Figura 3.4 Perfil final acotado.

La misma operación se realizó para las secciones representativas de la pieza patrón a las cuales se les hicieron mediciones en el MMC, los resultados después del procesamiento se muestran en la figura 3.5.

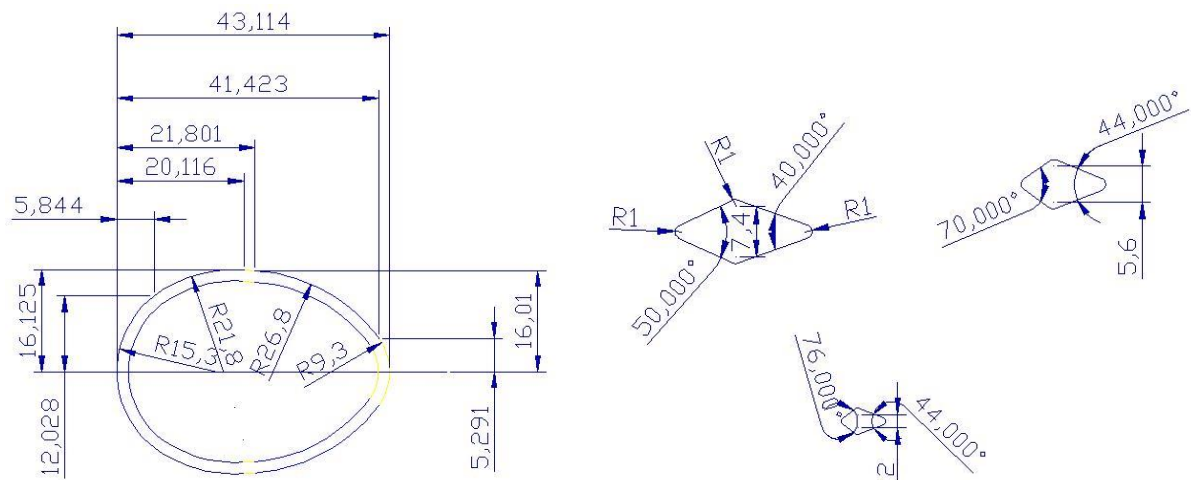


Figura 3.5 Perfiles finales de las diferentes secciones transversales.

3.1.4 Rediseño de la pieza.

Los perfiles generados son transferidos para su procesamiento tridimensional al software CAD (SolidWorks), con la finalidad de lograr a partir de diferentes croquis un modelo geométrico inicial de la prótesis de cadera.

En la figura 3.6 (a) se representa el croquis 1 perteneciente a la modelación de la cabeza de la prótesis sección esférica del diámetro correspondiente a la variante de la prótesis que se vaya a fabricar, para el caso 41 mm, para posteriormente construir un elemento en 3D (Fig. 3.6 b),

De esta forma el valor del diámetro de la cabeza, correspondiente al croquis 1, constituirá el parámetro que permitirá desarrollar todas las variantes de prótesis a fabricar.

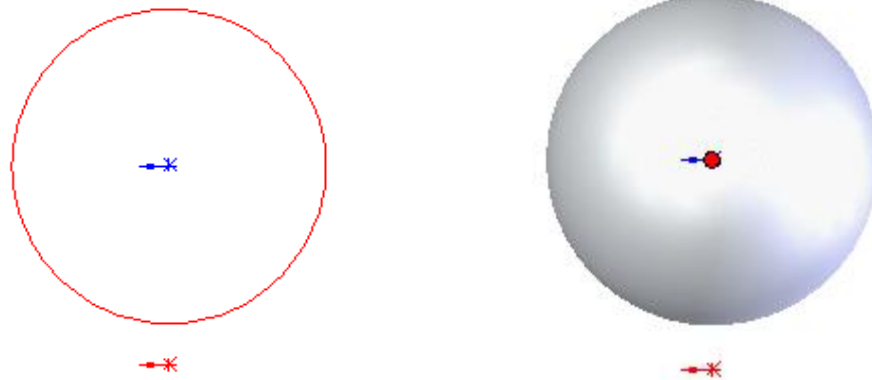


Figura 3.6 a) Generación del Croquis 1, b) Construcción 3D en SolidWorks.

Posteriormente se representa el croquis de la falda de la cabeza, con el cuello de la prótesis. (Fig. 3.7 a) la cual por medio de un recubrimiento se agrega a la cabeza de la prótesis (fig. 3.7 b).

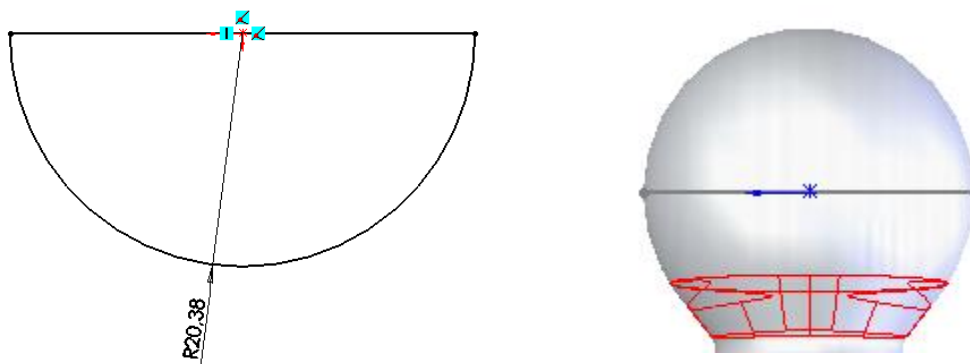


Fig. 3.7. a) Interfase geométrica b) recubrimiento de cuello de la prótesis

De esta forma se van generando las partes sólidas a partir de los croquis obtenidos por los diferentes perfiles importados (Figuras 3.8...3.10).

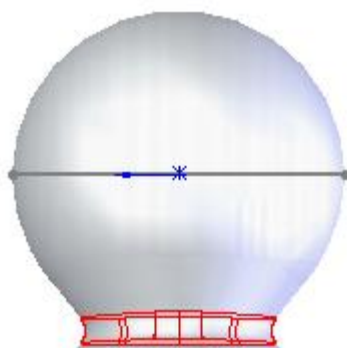


Figura 3.8 Generación de Redondeo del cuello de la prótesis

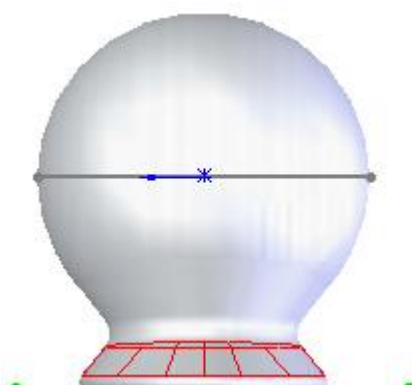


Figura 3.9 Recubrimiento de la interfase elipse y cuello

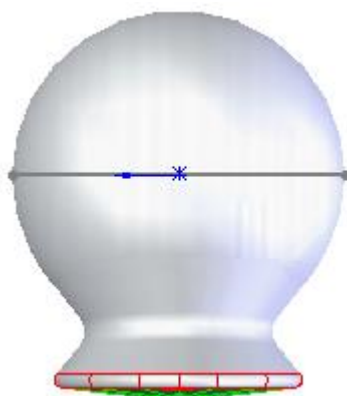


Figura 3.10 Redondeo de la elipse

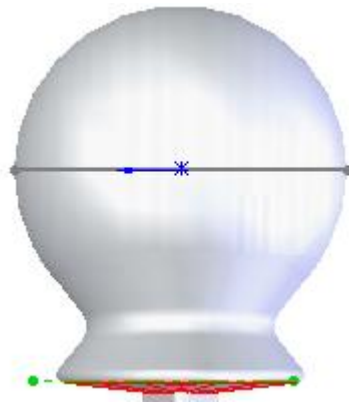


Figura 3.11 Recubrimiento de la base de la elipse y base para el sable.

Seguidamente, se agregaron las secciones transversales del cuerpo de la prótesis (Fig. 3.12), para lo cual se incorporó un recubrimiento o barrido lineal con la finalidad de lograr el contorno geométrico. En cada operación de todo el proceso como se mostró en las figuras anteriores se van incorporando partes sólidas que van formando la pieza final.



Figura 3.12 Secciones de los Croquis del cuerpo de la prótesis

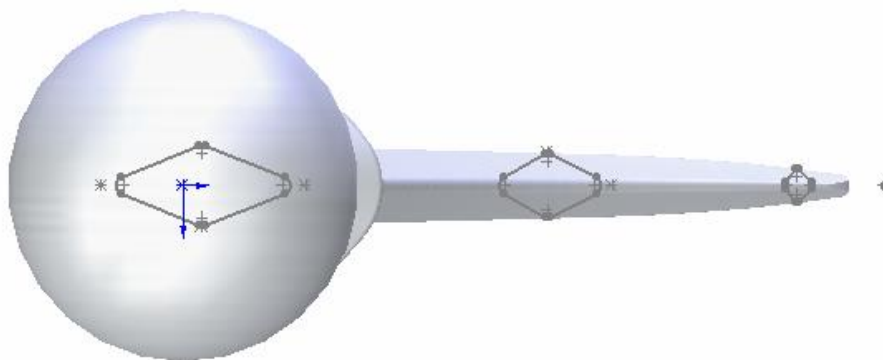


Figura 3.13 Modelo 3D de la prótesis.



Figura 3.14 Vista lateral del modelo geométrico obtenido.

Con el mismo procedimiento seguido para obtener la prótesis fueron obtenidos el acetábulo y su base. (Fig. 3.15 a y b).

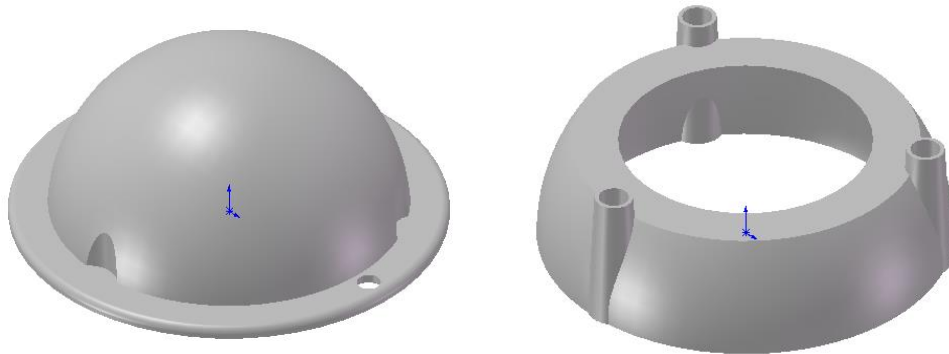


Figura 3.15 a)Acetábulo

b)Base.

Para la obtención de cada parte fue necesario un grupo de operaciones intermedias como lo muestra la figura 3.16.

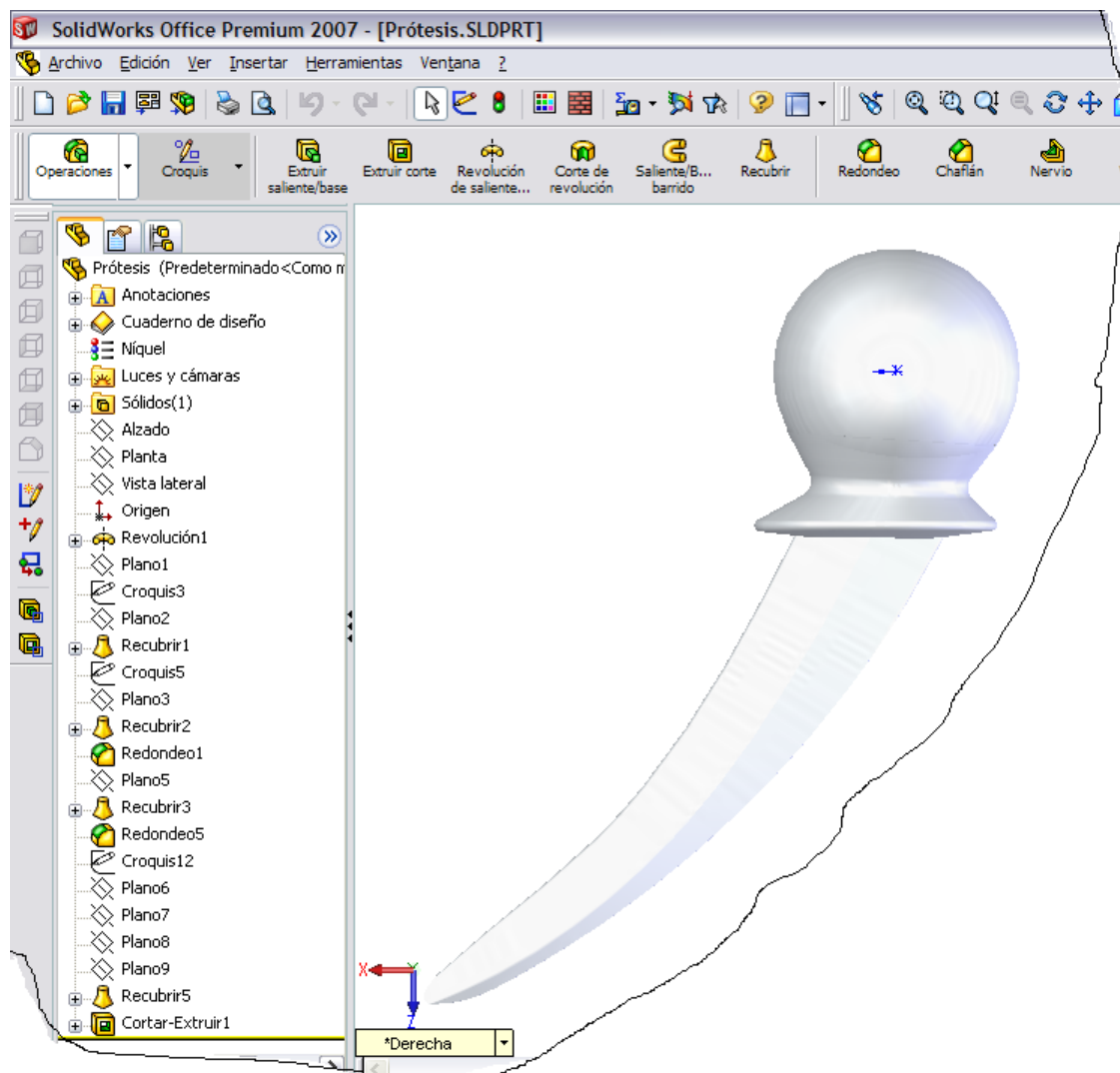


Figura 3.16 Operaciones para la generación de la prótesis.

A partir de obtener el modelo geométrico producto de la aplicación de la ingeniería inversa, se comenzó a preparar las diferentes partes que componen la prótesis, los que posteriormente permitirán un mejor análisis en la etapa de manufactura.

La prótesis será dividida transversalmente en la zona correspondiente a la falda del cuello sustentado en que la zona del cuello es el lugar de máxima concentración de esfuerzos.

Para ello fue necesario trazar un plano de corte coplanar con la zona a seccionar y posteriormente con el comando correspondiente dividir la pieza. Para garantizar el montaje correcto posterior de ambas partes en el cuerpo de la prótesis se generó un vaciado circular y en la parte de la cabeza se generó una prolongación cilíndrica. (Fig. 3.17)

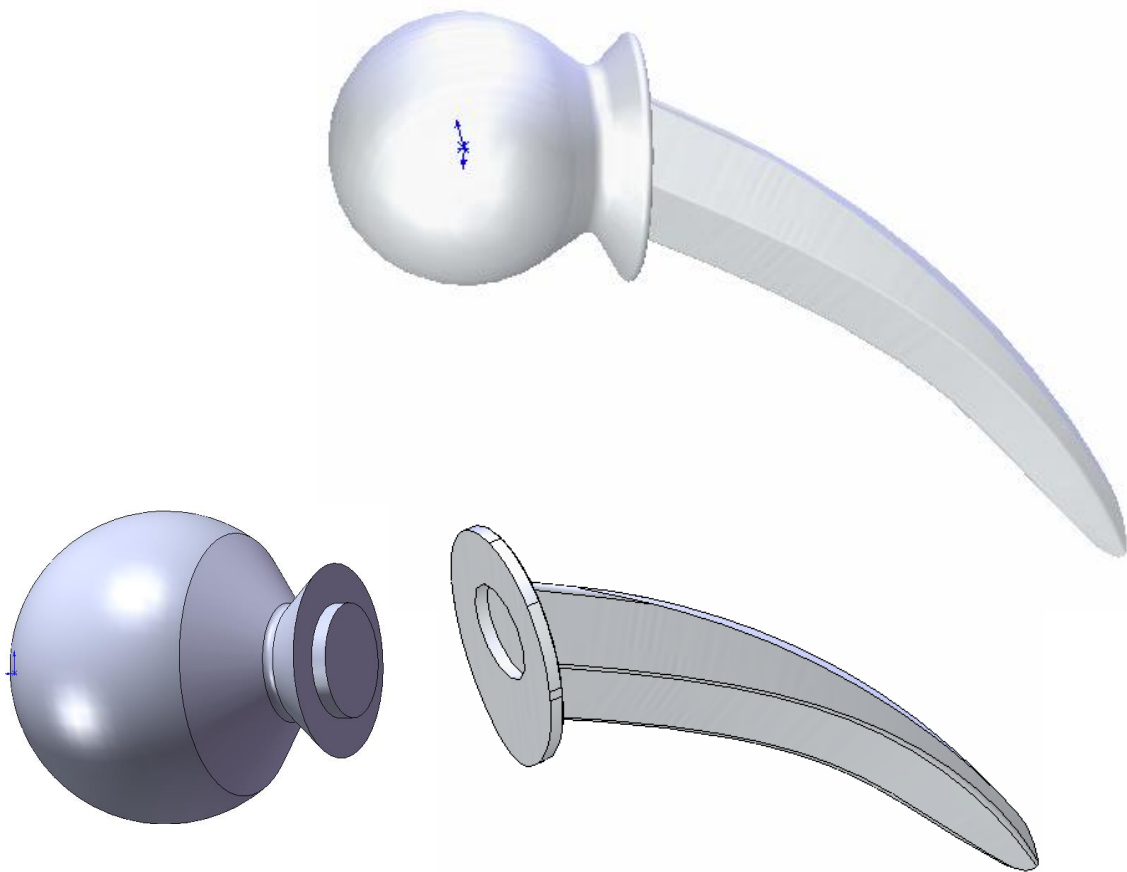


Figura 3.17 Corte de la prótesis.

3.2 Preparación para la manufactura.

Obtenidas las partes que componen el nuevo diseño de prótesis, se procederá a generar el proceso de manufactura, para ello se trabajó utilizando las herramientas CAM que brinda el software SurfCAM.

Los pasos seguidos para el maquinado de cada parte fueron:

1. Obtención del perfil a partir de la transferencia del SolidWorks.
2. Selección de las dimensiones del semiproducto.
3. Elaboración de la trayectoria con el software SurfCAM.
4. Selección de las herramientas y parámetros de corte en el SurfCAM.
5. Simulación del proceso de maquinado y generación de códigos CNC.

3.2.1 Obtención del perfil a partir de la transferencia del SolidWorks.

Las piezas a procesar en el SurfCAM son importados del SolidWorks a partir de un archivo en formato IGES *.igs utilizando el paquete de transferencia que brinda el software CAM (Fig. 3.18).

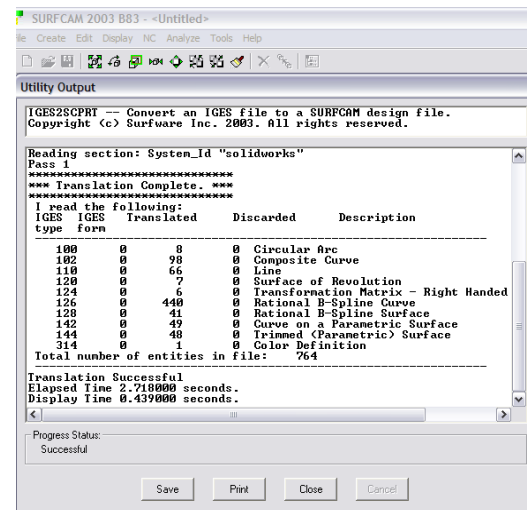


Figura 3.18 Conversión del archivo IGES al archivo de diseño de SURFCAM.

A partir de este momento se estudian las superficies generadas para analizar dificultades en el proceso de transferencia.

3.2.2 Selección de las dimensiones del semiproducto.

Importado el perfil de la pieza a maquinar, para el caso de la cabeza de la prótesis, se selecciona la trayectoria que será elaborada por la operación de Torneado determinando las dimensiones del semiproducto. (Fig. 3.19).

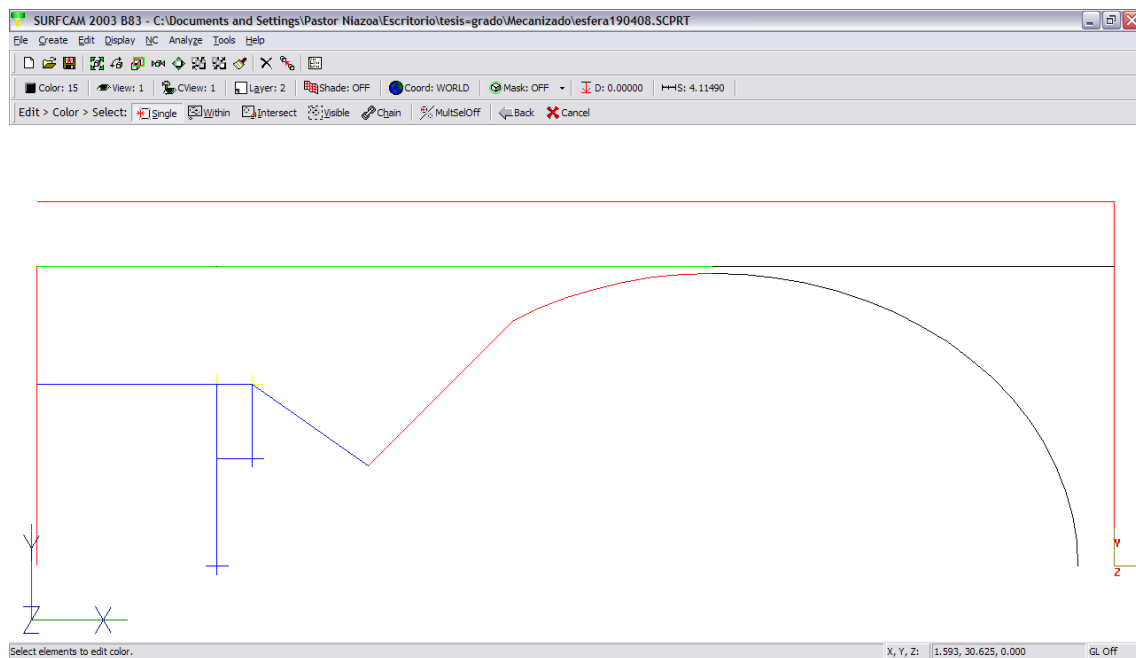


Figura 3.19 Contorno a maquinar y sobremedida.

Determinado el perfil se establecen las diferentes operaciones a realizar para el ejemplo se realizaron 4 tipos de operaciones (Fig. 3.20):

- Torneado de desbaste
- Torneado de semiacabado

- Torneado de acabado
- Tronzado

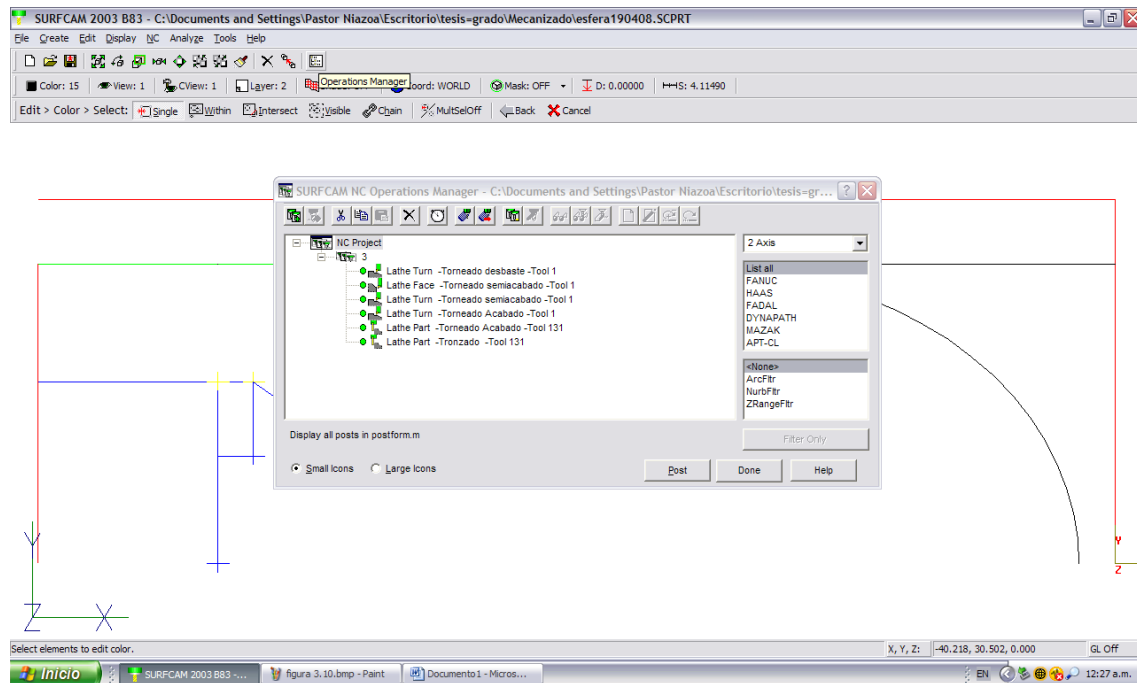


Figura 3.20 Preparación de las operaciones de corte de la cabeza de la prótesis.

3.2.3 Selección de las herramientas y parámetros de corte en el SurfCAM.

La figura 3.21 muestra los distintos diálogos que son necesarios a tener en cuenta durante la operación de torneado entre ellos el Diálogo de edición de parámetros.

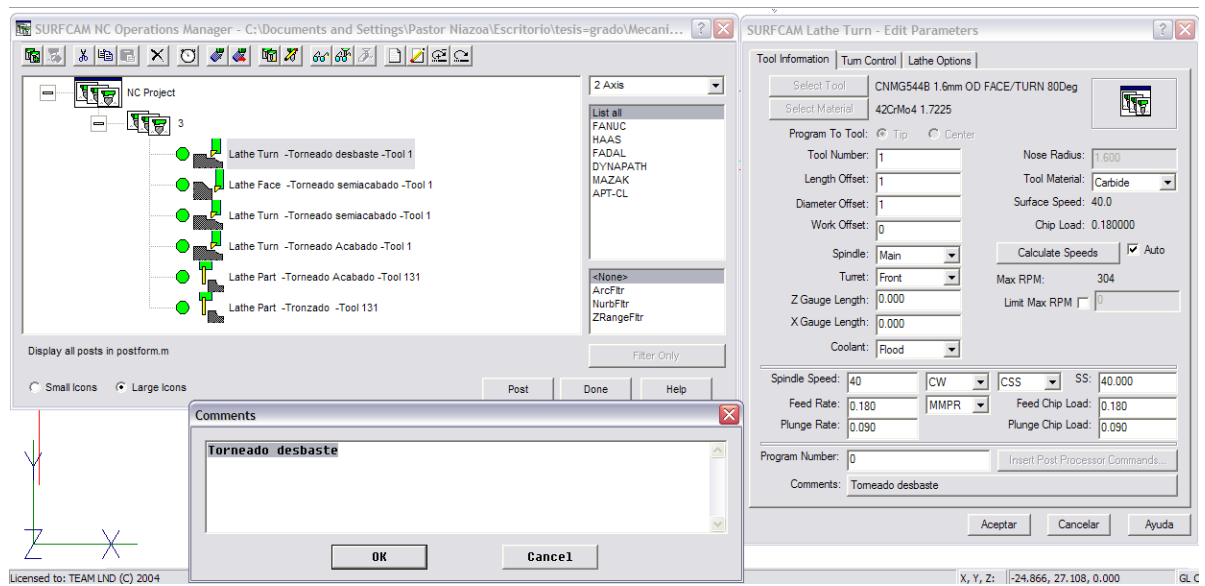


Figura 3.21 Edición de parámetros del torneado.

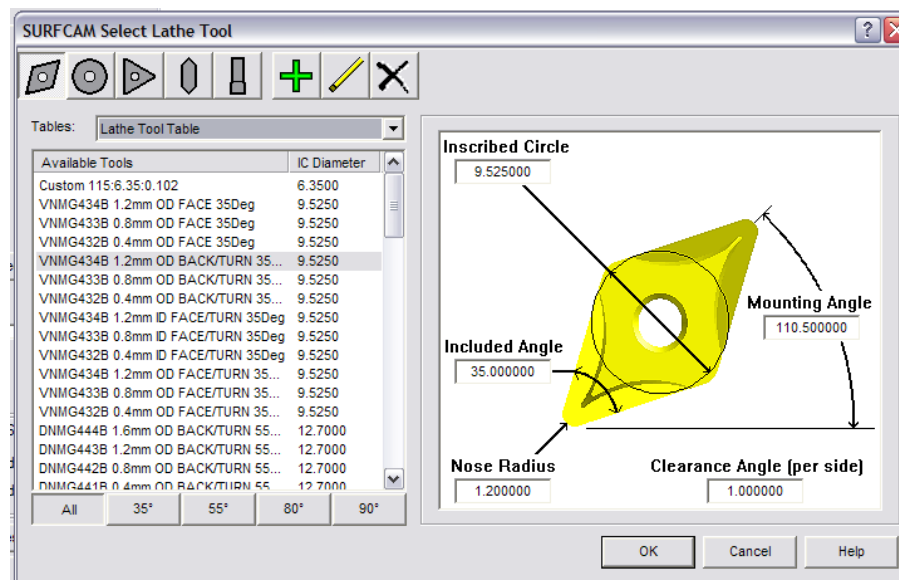


Figura 3.22 Selección de la herramienta.

Simulación del proceso de maquinado y generación de códigos CNC.

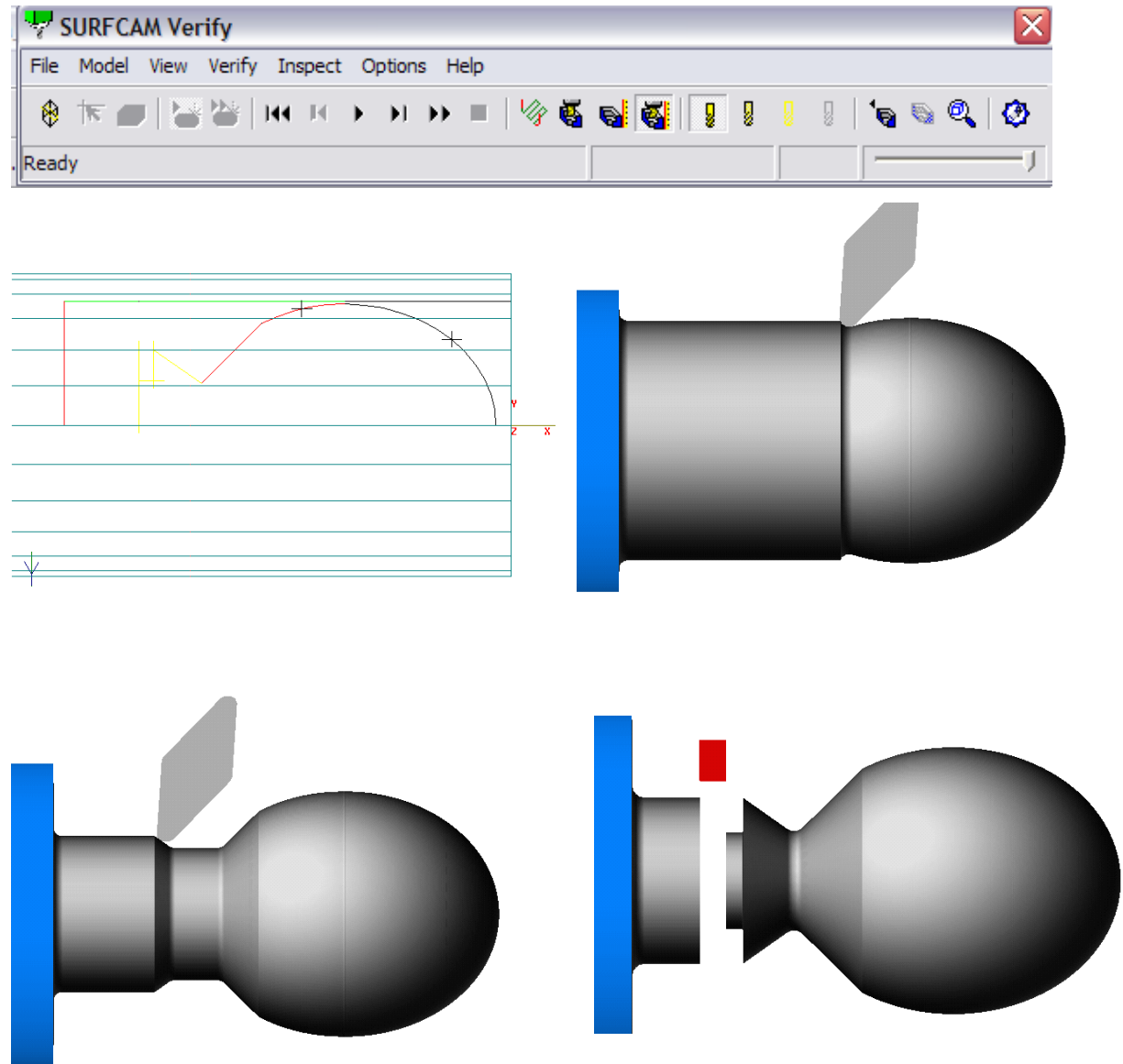


Figura 3.23 Etapas de la verificación del maquinado de la cabeza de la prótesis.

De igual forma que realizó el proceso para la cabeza de la prótesis propuesta, se realizó el proceso de maquinado para la espadilla de la prótesis (Fig. 3.24).

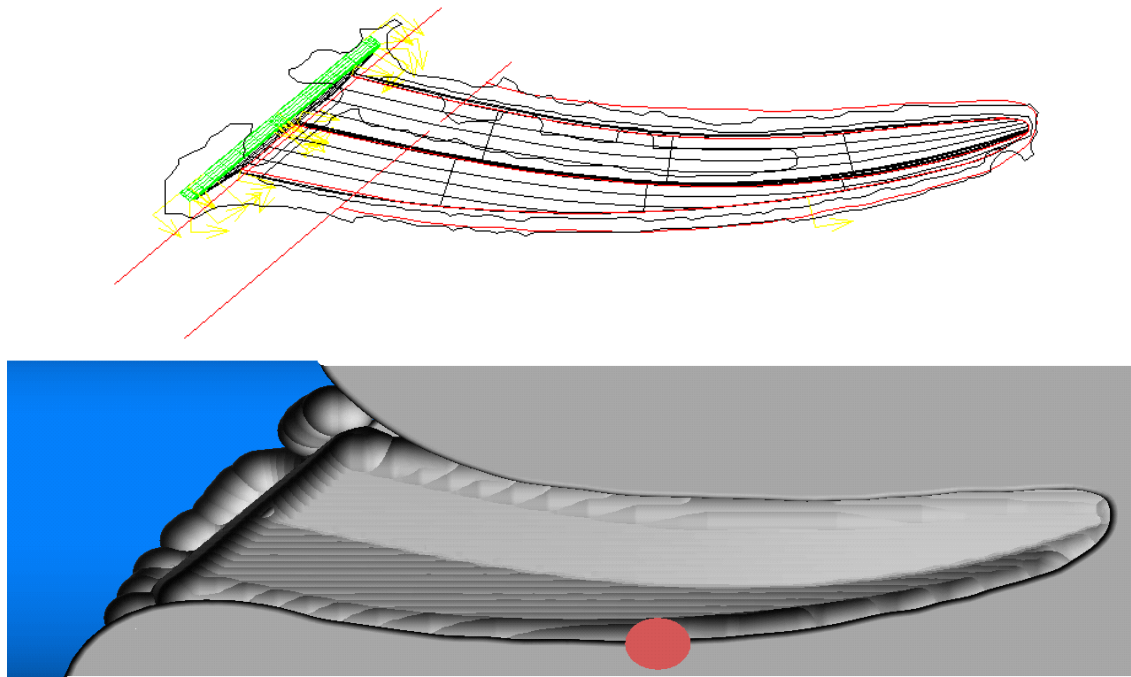


Figura 3.24 Etapas de la verificación del maquinado de la Espadilla de la prótesis.

SURFCAM <small>CAD/CAM SYSTEMS by SURFWARE</small>		OPERATIONS LIST									
Date: Sat May 03 2008											
Time: 04:35:35											
Output Filename: ESPADASetup_One.INC											
Tool Number	Operation	Plunge Rate	Feed Rate	Spindle Speed	Min X	Min Y	Min Z	Max X	Max Y	Max Z	Cycle Time
166	2axis Contour2d	130.557	261.11 MPPM	696 RPM	44.1498	-102.0594	5.0000	196.4223	52.2368	53.0000	0:30:11
166	2axis Contour2d	130.557	261.11 MPPM	696 RPM	57.9254	-34.6246	-7.0000	187.8258	30.5653	53.0000	0:4:32
39	3axis Planar	186.211	372.42 MPPM	1194 RPM	51.4388	-19.0495	-0.0000	171.7870	17.0000	42.0000	0:6:58
Overall					44.1498	-102.0594	-7.0000	196.4223	52.2368	53.0000	0:41:42
Operation Number	Tool Number	Comments									
1	166	Operations Comments:		-							
		Tool Comments:		32mm dia - 3 flt - Carbide Insert Mill							
2	166	Operations Comments:		-							
		Tool Comments:		32mm dia - 3 flt - Carbide Insert Mill							
3	39	Operations Comments:		-							
		Tool Comments:		8mm - 4 flute - HSS Ballmill							

Figura 3.25 Lista de operaciones del maquinado de la Espadilla de la prótesis.


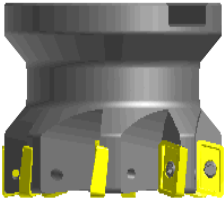

 SURFCAM <small>CAD/CAM SYSTEMS by SURFWARE</small>		TOOLING LIST	
Date: Sat May 03 2008			
Time: 04:35:35			
Output Filename: ESPADASetup_One.INC			
Description:	32mm dia - 3 flt - Carbide Insert Mill		
Tool Number:	166		
Length Register:	166		
Diameter Register:	166		
Diameter:	32.0000		
Corner Radius:	1.0000		
Flute Length:	10.0000		
Total Length:	63.0000		
Number of Flutes:	3		
Program Point:	Tip		
Description:	8mm - 4 flute - HSS Ballmill		
Tool Number:	39		
Length Register:	39		
Diameter Register:	39		
Diameter:	8.0000		
Corner Radius:	4.0000		
Flute Length:	19.0000		
Total Length:	63.0000		
Number of Flutes:	4		
Program Point:	Tip		

Figura 3.26 Lista de Herramientas.

Las operaciones para la elaboración de la espadilla fueron: Fresado de Desbaste, Fresado de semiacabado para el seguimiento del perfil, Fresado de acabado y Trozado.

Conclusiones del capítulo III.

En este capítulo se ha mostrado la estructura general del desarrollo de la pieza objeto Caso de Estudio, siguiendo las diferentes etapas que van desde un punto inicial relacionado con la Ingeniería Inversa, pasando por las diferentes etapas de diseño y terminando con la formulación del procedimiento de maquinado para obtener una pieza prototipo.

En cada paso de transición de un módulo a otro, se tuvieron en cuenta las características de los archivos de transferencia de información o datos, que garantizaron la fluidez de todo el proceso.

En el capítulo se muestra el desarrollo de la metodología propuesta en el capítulo II de este trabajo y se crean las bases para la elaboración de las piezas obtenidas.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES GENERALES.

En el presente trabajo se realizó una investigación sobre la aplicación de la Ingeniería Inversa para el rediseño y preparación de la producción nacional de una prótesis de cadera.

Para la toma de decisión del tipo de prótesis a rediseñar, fueron estudiados los diversos modelos que en la actualidad se comercializan a nivel mundial, así como, la influencia biomecánica que tenían cada uno, tomando en cuenta además los materiales de fabricación y los niveles de aceptación o rechazo de los mismos. Analizados todos estos factores se tomó como patrón para la prótesis de cadera venezolana el modelo Thompson, dada la aceptación nacional que tiene el mismo en los sectores donde son utilizadas.

Esta investigación estuvo motivada además por los altos costos que tiene de importación dicho tipo de prótesis al país y la alta demanda de la misma, sobre todo para sectores de bajos ingresos en la sociedad venezolana.

Se elaboró una estructura metodológica que facilita a través de la implementación de técnicas CAD/CAM, la generación de la tecnología para la fabricación nacional de este tipo de prótesis de cadera.

Se obtuvo el modelo 3D de la prótesis de cadera con la utilización de diversos sistemas CAD, lo que posibilitó su rediseño parametrizado, teniendo en cuenta criterios para su posterior fabricación.

Se confeccionaron los modelos de fabricación CNC para las distintas partes de la prótesis rediseñada.

RECOMENDACIONES

RECOMENDACIONES.

Continuar esta investigación para generar la tecnología de soldadura necesaria para unir las dos partes del nuevo tipo de prótesis, incluyendo el rectificado de la misma para su producción masiva.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA.

1. Alting, L. "Procesos de Manufactura para Ingenieros", Editorial McGraw Hill, México, 1996.
2. Atkinson JR, Jobbins B. 'Properties of Engineering materials for use in the body In Dowson D, Wright V (eds). Introduction to the Biomechanics of Joints and Joint Replacement, London, Mechanical Engineering Publications Ltd, 1981.
3. Black J. 'Metallic Ion Release and its relationship to Oncogenesis' In Fitzgerald RH Jr (ed): The Hip, St. Louis, Mosby, 1985: 199-213.
4. ---. 'Corrosion and degradation' In Orthopaedic biomaterials in research and practice, New York, Churchill, Livingstone, 1988: 235-266.
5. Boon, G.K., Mercado, A.; "Automatización Flexible en la Industria", LIMUSA. 1991.
6. Bowden FP, Williamson JBP, Laing PG. The Significance of Metal Transfer rthopaedic Surgery. J Bone Joint 1955; 37B: 676-690.
7. Buchanan RA, Rigney ED Jr, Williams JM. Ion implantation of surgical Ti - 6 Al - 4V for improved resistance to wear - accelerated corrosion, J Biomed Mater Res 1987, 21: 155 – 366.
8. Chandrupatla T.R., Belegundu A.D., Young G.O., "Elemento Finito en Ingeniería", 2nd ed, Pearson, Ed. Prentice hall, 1999, Ch.3.
9. Cohen J. Corrosion testing of Orthopaedic Implants. J Bone Joint Surg 1962, 44A: 307-316.
10. Control numérico por computadora, <http://es.wikipedia.org/>. revisado el 18/04/08

11. Correa, M, Ramírez J, y Alique J.R., “Factores que Influyen en el Acabado Superficial en los procesos de Mecanizado: Técnicas de Análisis y Modelos”, Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, México, 2005
12. Curtis, M. A., “Planeación de Procesos”, LIMUSA. 1996.
13. Dorr LD, Bloebaum R, Emmanual J, Meldrum R. Histologic, biochemical, and ion analysis of tissue and fluids retrieved during total hip arthroplasty. Clin Orthop 1990, 261: 82 – 95. Orthopaedic Update (India)
14. EDEVE S.A.. “Maquinas Herramientas, Tecnología Mecánica”. Equipo TÉCNICO EDEVE. Barcelona: Ediciones Don Bosco, 1978.
15. Eingartner C., Heigle T., Otros. “Long term results with the BIOCONTACT system-aspects to investigate and learn from”, International Orthopaedics, (SICOT), suppl.1, pp. S11-S15, Springer Verlag, 2003.
16. Fatronik M. “Algunas consideraciones sobre la modelización del taladrado de aceros inoxidables austenísticos”. <http://www.invema.es/Modulos/>. Julio 2007.
17. Gandarias A., Lizarralde R., Otros. “Implantación de diversos ensayos específicos de maquinabilidad” www.metalunivers.com/Tecnica/Hemeroteca/. Julio 2006. Metalunivers.
18. García – Aznar J.M.; “Modelos de remodelación ósea: Análisis numérico y aplicaciones de diseño de referencias en fracturas del fémur proximal”. Tesis Doctoral. CPS Universidad de Zaragoza. España. 1999.
19. Gazzera F., Pérez C.; “Un amistoso dialogo”; Comunidad Virtual, Ortopedi@. España. 2004.

20. Groover, M.P. “Fundamentos de Manufactura Moderna, Materiales, Procesos y Sistemas”, 1^{ra}. Ed. Prentice Hall, Hispanoamericana S.A., México, de C.V. Capitulo 18, 1997.
21. ----. “Fundamentos de la Manufactura Moderna” Ed. Prentice Hall. Primera Edición, México, 1997.
22. Laufgang, S., “Conocimiento de Materiales 1” Facultad de Ingeniería-U.B.A 2004.
23. Léger D., Mathieu E. and Perrin J.C. “Optical surface roughness determination using speckle correlation technique”, Appl. Opt. 14, 872-877(1975).
24. Lopategui C., Edgar., “La articulación de cadera”; Universidad Interamericana. Facultad de Educación, dpto. Educación Física. San Juan. Puerto Rico. 2000.
25. Lopez F. “Estudio de maquinabilidad para aleaciones de aluminio Al-MgSi 6063”. Tesis Maestría. Universidad Autónoma de Nuevo León. Archivo digital elopez_maquinabilidad9.pdf. Disponible en: <http://dim.fime.uanl.mx/> [consulta: Julio del 2006].
26. Martino, R.L.; “Sistemas Integrados de Fabricación” Ed. LIMUSA-Noriega, México, 1990.
27. METALUNIVERS. “Nuevos niveles de productividad y fiabilidad en el torneado de acero inoxidable” www.metalunivers.com/Tecnica/Hemeroteca/ . Julio 2006.
28. Miachenkov, V.I, Manual de cálculo de las construcciones de máquinas por el método de los elementos finitos (en Ruso). Editorial Construcción de Maquinaria, 1989, 500 pág.

29. Oldani C., Domínguez A., “Simulación del comportamiento mecánico de un implante de cadera”; FCEFyN; Universidad Nacional de Córdoba. España. 2002.
30. Pérez S., Bárcena M., Otros. “Estudio de los parámetros de acabado superficial en el mecanizado de la aleación Al-Cu AA2024”. Universidad de Cádiz, España Escuela Superior de Ingeniería Departamento de Ingeniería Mecánica y Diseño Industrial. España. 2004.
31. Ramírez R. A.: “Experiencia en artroplastia parcial de cadera en el servicio de ortopedia y traumatología del hospital escuela “Antonio Lenin Fonseca” en el periodo comprendido de enero de 2001 a diciembre de 2006. Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Facultad de Ciencias Médicas. UNAN-Managua. Nicaragua 2007.
32. Reaman M., Cerolaza M.:”Análisis comparativo FEM 3D de la interacción entre el hueso femoral proximal y una prótesis de cadera utilizando un modelo de remodelación basado en mecánica de daño”; Facultad de Ingeniería UCV. Los Chaguaramos. Caracas. Venezuela. 2002
33. Rebollo M.A. “Estudio de superficies rugosas mediante el análisis del valor medio de la intensidad dispersada y la correlación de speckles”; Tesis de Doctorado UNLP, Julio 1995.
34. Reclaru L., Lerf R., “Corrosion behavior of a welded stainless – steel orthopedit implant”; University of Geneva. Geneva. Switzerland. 2000

35. Sánchez S. J., “Una experiencia docente en el proceso del diseño-fabricación en la ingeniería. Escuela Superior de Ingenieros. Universidad de Navarra, España. 2005.
36. Sitio Web de la Universidad de Oviedo. www.universidadeOviedo.com . España. (2004).
37. Suresh, PVS, Rao PV, Deshmukh SG. 2002. A Genetic algorithmic approach for optimization of surface roughness prediction models. International Journal of machine tools & Manufacture. 675-680.
38. Torrenaga C., “Análisis estructural de endoprotesis para cadera, utilizando un modelo de elemento finito”; Fundación Universitaria “Manuela Beltrán”, Bogota, Colombia. 2004.
39. Universidad de Navarra. “Ingeniería Inversa” <http://es.wikipedia.org/>. Universidad de Navarra, España. 2006.
40. Universidad de Virginia. “Arthritis in adult.”. Archivo anatomy.cfm Citado en http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/adult_arthritis_sp/. 2005.
41. Vallet R., Maria,; ”Biomateriales repuestos para el cuerpo humano”; Real Academia de Ingeniería. España. 2000.
42. Weller S. “Fifteen years for experience with the BICONTACT hip endoprosthesis system-the past, the present, the future, what have been achieved?” International Orthopaedics, (SICOT), suppl.1, pp. 82-86, Springer Verlag, 2003.
43. Zeman, M.E., Cerolaza, M. “Análisis comparativo FEM 3D de la interacción entre el hueso Femoral Proximal y una Prótesis de Cadera utilizando un modelo de

remodelación basado en Mecánica de Daño”. Facultad de Ingeniería. UCV.

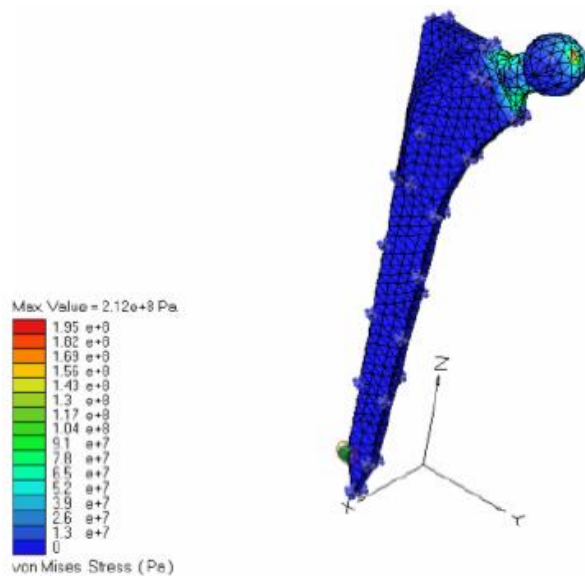
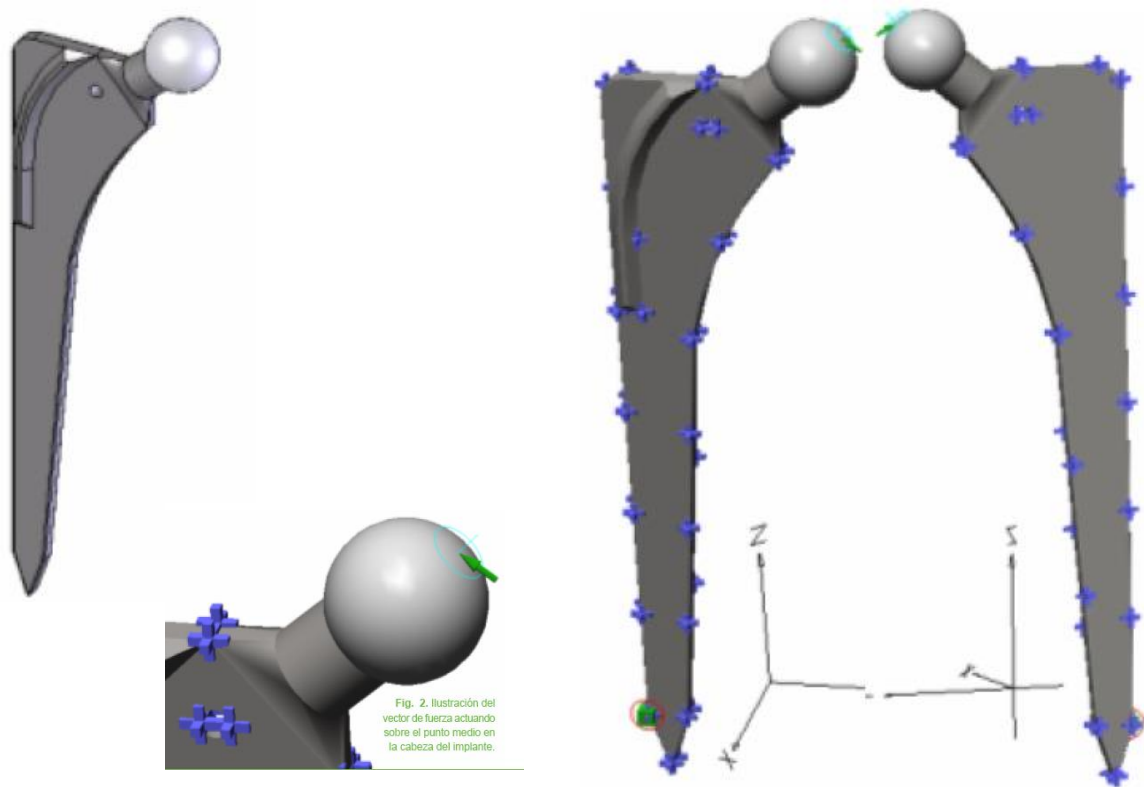
Los Chaguaramas, Caracas. Venezuela. 2002.

44. Zubicaray V., “Tribologia Human”; Universidad Panamericana. Distrito Federal. Mexico. (2002).

45. Zuperl U. 2003. Optimization of cutting conditions during cutting by using neural networks. Robotics and Computer integrated Manufacturing. 19: 189-19.

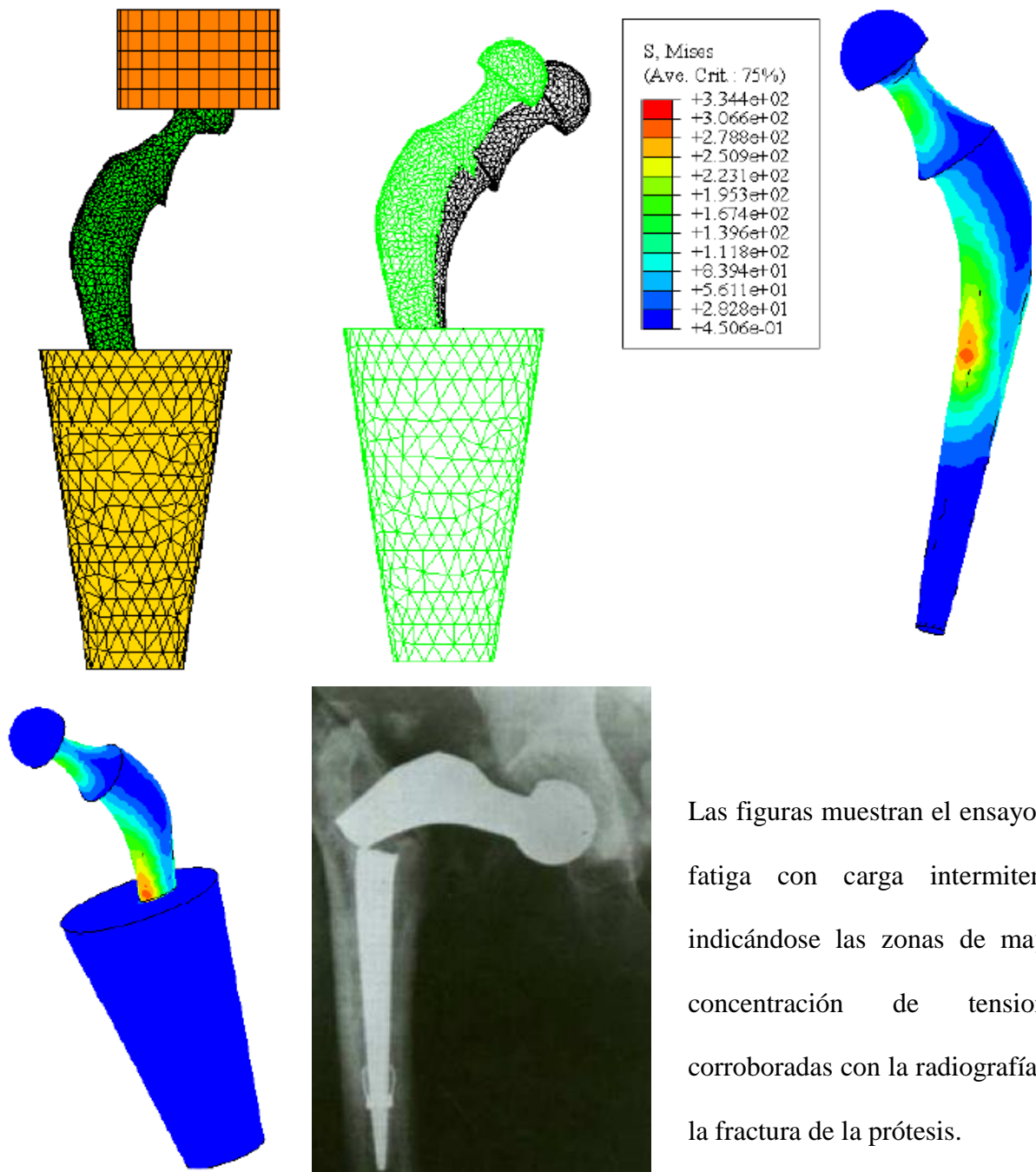
ANEXOS

Anexo I: Análisis estructural de Endoprótesis de cadera.



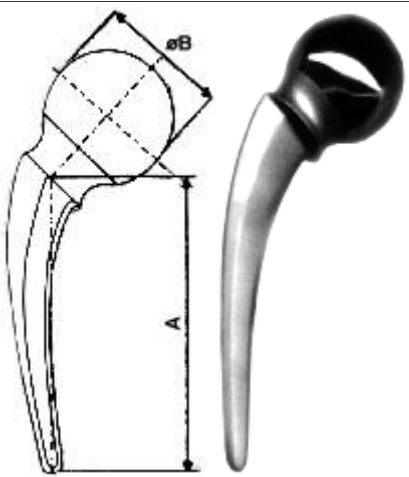
En las vistas se muestran el estudio realizado a la prótesis Bicontact, se aprecian las restricciones de fijación y la concentración de esfuerzo obtenidas tras el análisis con el software NASTRAN.

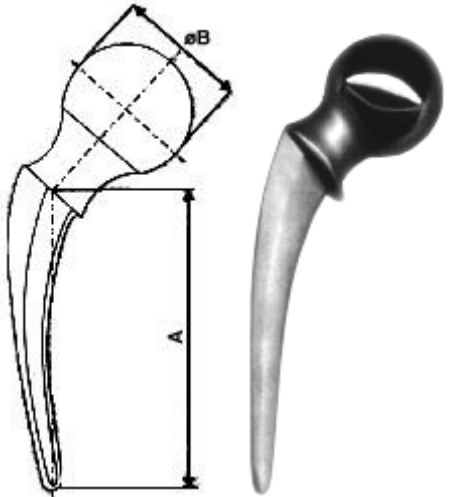
Anexo II Simulación del trabajo mecánico de una prótesis.



Las figuras muestran el ensayo de fatiga con carga intermitente, indicándose las zonas de mayor concentración de tensiones corroboradas con la radiografía de la fractura de la prótesis.

Anexo III Especificaciones Prótesis tipo Thompson

• Prótesis parcial tipo Thompson cuello corto Material: AISI 316 L			
CODIGO	A (mm)	B (mm)	
1039	125	39	
1041	125	41	
1043	125	43	
1045	125	45	
1047	125	47	
1049	125	49	
1051	125	51	
1053	125	53	

• Prótesis parcial tipo Thompson cuello largo Material: AISI 316 L			
CODIGO	A (mm)	B (mm)	
1139	125	39	
1141	125	41	
1143	125	43	
1145	125	45	
1147	125	47	
1149	125	49	
1151	125	51	
1153	125	53	

Anexo IV Mediciones obtenidas en la MMC.

medición de la esfera		
ELEV3	P048 X73.432 Y-95.677	P096 X12.784 Y15.757
P001 X-19.149 Y-6.058	P049 X71.249 Y-93.785	P097 X9.960 Y17.659
P002 X-17.605 Y-9.633	P050 X66.294 Y-89.601	P098 X6.389 Y19.212
P003 X-14.643 Y-14.348	P051 X62.982 Y-86.728	P099 X2.908 Y20.028
P004 X-13.924 Y-15.311	P052 X59.891 Y-83.910	P100 X-0.866 Y20.207
P005 X-12.590 Y-17.137	P053 X55.190 Y-79.289	P101 X-4.342 Y19.733
P006 X-11.948 Y-18.371	P054 X51.454 Y-75.373	P102 X-6.533 Y19.108
P007 X-12.014 Y-20.093	P055 X48.260 Y-71.844	P103 X-10.366 Y17.303
P008 X-12.728 Y-21.180	P056 X44.912 Y-67.960	P104 X-12.889 Y15.504
P009 X-13.490 Y-21.982	P057 X42.415 Y-64.955	P105 X-15.263 Y13.160
P010 X-14.417 Y-22.891	P058 X39.174 Y-60.854	P106 X-17.290 Y10.368
P011 X-15.107 Y-23.564	P059 X36.673 Y-57.526	P107 X-18.256 Y8.576
P012 X-15.919 Y-24.728	P060 X33.978 Y-53.835	P108 X-18.729 Y7.508
P013 X-15.653 Y-25.473	P061 X31.430 Y-50.272	P109 X-18.968 Y6.893
P014 X-15.311 Y-26.083	P062 X28.397 Y-45.837	P110 X-19.264 Y6.050
P015 X-14.083 Y-26.487	P063 X25.318 Y-41.275	END
P016 X-12.416 Y-26.746	P064 X22.299 Y-36.753	Curva guía XY ELEV3 P001 X6.309 Y-31.115 P002 X7.164 Y-32.477 P003 X8.098 Y-34.609 P004 X9.044 Y-36.743 P005 X10.481 Y-39.290 P006 X12.340 Y-42.818 P007 X14.569 Y-46.637 P008 X16.876 Y-50.107 P009 X19.584 Y-53.708 P010 X21.958 Y-56.882 P011 X25.206 Y-61.649 P012 X28.842 Y-66.151 P013 X32.905 Y-70.505 P014 X38.784 Y-77.283 P015 X43.104 Y-81.643 P016 X46.659 Y-84.706 P017 X50.254 Y-87.907 P018 X53.578 Y-90.607 P019 X57.219 Y-93.069 P020 X60.043 Y-95.325
P017 X-11.283 Y-26.917	P065 X20.529 Y-33.998	
P018 X-9.503 Y-27.281	P066 X18.983 Y-31.567	
P019 X-8.096 Y-27.767	P067 X17.968 Y-29.920	
P020 X-7.007 Y-28.573	P068 X17.703 Y-28.302	
P021 X-6.408 Y-29.398	P069 X18.259 Y-27.354	
P022 X-5.685 Y-30.628	P070 X19.951 Y-26.746	
P023 X-4.541 Y-32.761	P071 X20.797 Y-26.570	
P024 X-3.682 Y-34.387	P072 X22.279 Y-26.321	
P025 X-1.813 Y-37.754	P073 X22.903 Y-26.231	
P026 X0.129 Y-40.929	P074 X23.420 Y-25.347	
P027 X2.385 Y-44.371	P075 X23.305 Y-24.578	
P028 X4.694 Y-47.596	P076 X21.986 Y-23.637	
P029 X8.232 Y-52.079	P077 X21.194 Y-23.196	
P030 X12.665 Y-57.322	P078 X19.939 Y-22.515	
P031 X16.769 Y-61.937	P079 X19.032 Y-22.040	
P032 X22.272 Y-67.670	P080 X18.386 Y-21.717	
P033 X27.449 Y-72.652	P081 X16.971 Y-20.996	
P034 X33.366 Y-77.889	P082 X15.547 Y-20.221	
P035 X39.126 Y-82.604	P083 X14.330 Y-19.184	
P036 X44.271 Y-86.505	P084 X13.888 Y-17.715	
P037 X50.325 Y-90.786	P085 X14.396 Y-16.085	
P038 X53.813 Y-93.080	P086 X14.890 Y-15.130	

Sección Trapecial	
Sección Trapecial ZX.	P040 X12.164 Y-9.545
ELEV3	P041 X12.412 Y-9.431
P001 X18.230 Y-10.538	P042 X12.028 Y-10.694
P002 X18.062 Y-9.780	P043 X11.553 Y-10.448
P003 X17.386 Y-9.026	P044 X38.950 Y-9.941
P004 X15.912 Y-8.354	P045 X38.498 Y-10.357
P005 X13.651 Y-7.541	P046 X37.731 Y-9.576
P006 X11.930 Y-6.989	P047 X34.614 Y-8.287
P007 X9.936 Y-6.378	P048 X31.007 Y-6.921
P008 X8.263 Y-5.897	P049 X30.541 Y-6.792
P009 X6.973 Y-5.599	P050 X30.317 Y-6.887
P010 X5.893 Y-5.505	P051 X28.852 Y-7.800
P011 X4.284 Y-5.931	P052 X27.524 Y-8.710
P012 X1.692 Y-6.788	P053 X26.696 Y-9.208
P013 X-0.539 Y-7.597	P054 X26.680 Y-7.849
P014 X-3.272 Y-8.677	P055 X55.910 Y-9.479
P015 X-4.634 Y-9.250	P056 X55.259 Y-9.681
P016 X-5.708 Y-9.758	P057 X55.002 Y-9.520
P017 X-6.357 Y-10.297	P058 X53.163 Y-8.627
P018 X-6.707 Y-9.572	P059 X50.437 Y-7.458
P019 X19.055 Y-9.308	P060 X50.357 Y-7.369
P020 X18.582 Y-9.695	P061 X50.078 Y-7.603
P021 X17.814 Y-8.951	P062 X49.475 Y-8.086
P022 X14.363 Y-7.624	P063 X49.297 Y-8.215
P023 X10.445 Y-6.225	P064 X48.647 Y-7.777
P024 X9.484 Y-5.993	P065 X71.053 Y-8.816
P025 X8.931 Y-6.113	P066 X70.056 Y-9.051
P026 X5.039 Y-7.780	P067 X69.730 Y-8.811
P027 X0.767 Y-9.940	P068 X69.115 Y-8.488
P028 X-0.007 Y-10.636	P069 X68.020 Y-8.177
P029 X-0.416 Y-10.109	P070 X68.764 Y-7.927
P030 X28.277 Y-9.832	P071 X68.634 Y-8.156
P031 X27.643 Y-10.154	P072 X68.332 Y-9.281
P032 X27.412 Y-9.575	END
P033 X27.142 Y-9.493	
P034 X23.856 Y-8.245	
P035 X19.465 Y-6.616	
P036 X18.866 Y-6.462	
P037 X17.921 Y-6.480	
P038 X15.991 Y-7.517	
P039 X12.718 Y-9.241	

Curva guía
Curva guía ZX.
ELEV3
P001 X-5.584 Y-30.194
P002 X-5.845 Y-33.084
P003 X-6.019 Y-37.068
P004 X-6.101 Y-40.808
P005 X-6.209 Y-44.843
P006 X-6.320 Y-48.779
P007 X-6.467 Y-54.173
P008 X-6.608 Y-59.333
P009 X-6.713 Y-64.677
P010 X-6.861 Y-71.096
P011 X-7.005 Y-76.882
P012 X-7.098 Y-80.095
P013 X-7.254 Y-84.585
P014 X-7.443 Y-88.615
P015 X-7.567 Y-91.169
P016 X-7.759 Y-94.341
P017 X-7.916 Y-96.494
P018 X-8.092 Y-98.803
P019 X-8.259 Y-100.329
P020 X-8.370 Y-100.843
P021 X-8.543 Y-101.398
P022 X-8.857 Y-102.080
END

