INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

UNIDAD AZCAPOTZALCO

Manufactura con Alta Tecnología para Prototipado de una Prótesis Multiárticulada Basada en Mecanismos Subáctuados.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:

ESPCIALIDAD EN INGENIERÍA MECÁNICA

CON LA OPCIÓN DE

PROYECTO MECÁNICO

P R E S E N T A:

ING. ANA LAURA SORIA MOYA

DIRIGIDA POR:

Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo

MÉXICO, D.F. MAYO DEL 2011

SIP-14-E

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESINA

En la Ciudad de México siendo las 12:00 horas del día 17 del mes de Junio del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesina, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de ESIME Unidad Azcapotzalco para examinar la tesina titulada:

Manufactura con alta tecnología para prototipado de una prótesis Multiárticulada basada en Mecanismos Subáctuados.

Presentada por el alumno:

Ana Laura	Soria	Moya
Nombre(s)	Apellido paterno	Apellido materno

Con registro:

B	1	0	2	0	3	7

Aspirante al diploma de:

Especialidad en Ingeniería Mecánica

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron ***APROBAR LA TESINA***, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Director(a) de tesina

Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo

Dr. Juan Manuel Sandoval Pineda
Presidente

Dr. Luis Armando Flores Herrera
Secretario

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

Dr. Jaime Pacheco Martínez

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
ESTADOS UNIDOS MEXICANOS
UNIDAD PROFESIONAL AZCAPOTZALCO
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

6

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 31 del mes Junio del año 2011 , la que suscribe Ana Laura Soria Moya alumna del Programa de Especialidad en Ingeniería Mecánica con número de registro B102037 , adscrito a La Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Azcapotzalco , manifiesta que es autora intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo y cede los derechos del trabajo intitulado Manufactura con alta tecnología para prototipado de una prótesis Multiárticulada basada en Mecanismos Subáctuados , al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección analaura.soria@live.com.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Ing. Ana Laura Soria Moya

AGRADECIMEITNOS

Instituto Politécnico Nacional
Sección de Estudios de Posgrado e Investigación
Unidad Azcapotzalco

Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología

A mi Asesor

Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo

Índice General

Índice General i
Índice de Figuras iii
Índice de Tablas v
Simbología vi
Resumen. vii
Abstract. viii
Objetivos ix
Objetivo General. ix
Objetivos Particulares ix
Justificación. x
1. Estado del Arte 2
1.1 Introducción. 2
1.2 Manos Antropomórficas 2
1.3 Mecanismos Subáctuados Multiárticulados. 3
1.3.1 Mecanismos Subáctuados en dedos antropomórficos. 5
1.4 Productos Existentes en el Mercado 14
1.4.1 Patente X-Finger. 15
1.5 Diseño y Manufactura en ambiente competitivo. 17
1.5.1 Desarrollo de los Sistemas de Manufactura. 17
1.6 Sumario. 19
1.7 Referencias 20
2. Marco Teórico 23
2.1 Portética 23
2.1.1 Anatomía y mecánica del dedo 25
2.1.2 Nivel de Amputación 27
2.2 Estudio del Dedo 28
2.2.1 Fases del diseño 28
2.3 Teorías de falla. 30
2.3.1 Criterio de fluencia de Tresca. 30
2.3.2 Teoría de Von Misses-Henky. 31
2.3.3 Concentración de esfuerzos. 32
2.4 Diseño con sistemas de alta tecnología 33
2.4.1 Uso de Programas CAD-CAM 33
2.5 Manufactura de Alta Tecnología 34

2.5.1 Teoría Básica del Láser. 37
2.5.2 Interacción del Láser con los metales. 38
2.5.3 Mecanismo de corte. 40
2.5.4 Corte de Metal 41
2.5.5 Economía del laser 42
2.6 Sumario. 45
2.7 Referencias 46
3. Diseño Conceptual 48
3.1 Introducción. 48
3.1.1 Formulación del Problema 48
3.1.2 Análisis del Problema 49
3.2 Especificaciones de Parámetros de Diseño 50
3.2.1 Especificaciones para la Prótesis Multiárticulada con mecanismos subáctuados. 50
3.3 Cinemática y Dinámica del dedo 53
3.4 Establecimiento de la Estructura Geométrica Funcional del Dedo. 54
3.4.1 Selección de Material para los Elementos. 58
3.5 Búsqueda de Soluciones. 59
3.5.1 Análisis de las Combinaciones de Soluciones. 59
3.5.2 Fase de Decisión. 60
3.6 Sumario. 61
3.7 Referencias 62
4. Diseño para la Manufactura del Mecanismo 64
4.1 Modelado del dedo Índice. 65
4.2 Análisis por elementos finitos. 67
4.2.1 Modelado ANSYS®. 68
4.2.2. El Método de Elementos Finitos. 68
4.2.3 Metodología de trabajo en ANSYS®. 69
4.3 Simulación del Modelo 70
4.4 Manufactura de prototipos. 73
5. Conclusiones Generales y Trabajos Futuros 76
5.1 Conclusiones 76
5.2 Trabajos Futuros. 77
Anexo A. 78
Anexo B 80

Índice de Figuras

Figura 1.1 Tipos de Agarre (Skinner, 1975). 5
Figura 1.2 Relación de movimiento para Mecanismo articulado subáctuados (Figliolini, 1997). 6
Figura 1.3 a) Trayectoria del dedo b) Prótesis manufacturada (Dechev, 1999) 6
Figura 1.4 Mecanismo subáctuado modulado (Light, 2000). 7
Figura 1.5. Ejecución de agarre cilíndrico, puntual, esférico y planar (Gosselin, 2001). 8
Figura 1.6 Fenómeno presente durante la ejecución de cierre (Thierry, 2002). 8
Figura 1.7 Diseño de mecanismos Paralelos (Thierry, 2002). 9
Figura 1.8 Prototipo diseñado con un grado del libertad (Marco y Néstor, 2004). 9
Figura 1.9 Prototipo de mecanismo cruzado (Chivu, 2004). 10
Figura 1.10 Dependencia entre los ángulos y la velocidad (Chivu, 2004). 10
Figura 1.11 Error angular del mecanismo en falanges Media-Distal (Marco, 2005). 11
Figura 1.12 Evolución en la optimización diseño en el mecanismo (Marco, 2005). 11
Figura 1.13 Modelo CAD (Ceccarelli, 2006) 12
Figura 1.14 Mecanismo subáctuado deslizante-resorte (Ceccarelli, 2006) 12
Figura 1.15 Mecanismo de siete barras (Nasser y Rincon, 2006). 13
Figura 1.16 Mecanismo Subáctuado con elementos deslizantes (Azlan, y Hiroshi, 2010). 13
Figura 1.17 Proceso de impresión y molde de cera. 14
Figura 1.18 Figura 1.24 X-Finger (Didrick, 2007) 16
Figura 1.19 Ejecución de Movimiento (Didrick, 2007) 16
Figura 1.20 Elementos básicos de un sistema de manufactura. 17
Figura 1.21 Estudios de Operaciones característicos de la administración científica. 18
Figura 2.1 Esquema general de protetización. 24
Figura 2.2 Huesos de la mano. 25
Figura 2.3 Articulares y ligamentos metacarpofalángicos del dedo (Niguel, Derek y Roger, 2000). 27
Figura 2.4 Nivel de amputación. (Jennifer, 2007) 28
Figura 2.5 Métodos para el proceso de diseño. 30
Figura 2.6 Modelo sometido a esfuerzos locales máximos. 32
Figura 2.7 Diagrama de Diseño 3D. 33
Figura 2.8 Esquema de Fabricación para la Prótesis. 34
Figura 2.9 Procesos de Remoción de Material. 36
Figura 2.10 Clasificación de materiales. 36
Figura 2.11 Reacción de los metales a la energía de un láser de CO2. 37
Figura 2.12 Absorción de metales a 10.6 micras según la densidad de potencia. 38
Figura 2.13 Proceso cualitativo de interacción haz-material. 39

Figura 2.14 Geometría del proceso de corte. 40
Figura 2.15 Comparación de las Técnicas de Corte 41
Figura 2.16 Velocidades de corte de los aceros candidatos. 42
Figura 2.17 Laser Hankwang/FV06 empleado para mecanizar. 43
Figura 3.1 Relación Funcional para la solución de problema. 49
Figura 3.2 Primer Modelo Manufacturado F14. 49
Figura 3.3 La especificaciones Producto – Entorno. 50
Figura 3.4 Representación Cinemática del dedo. 53
Figura 3.5 Esquema general de la articulación. 54
Figura 3.6 Rangos de flexión y extensión modelo F16 55
Figura 3.7 Forma geométrica inicial del diseño conceptual. 55
Figura 3.8 Conceptos propuestos para la Falange Proximal. 56
Figura 3.9 Conceptos propuestos para la Falange Proximal. 57
Figura 3.10 Evolución generada en la Falange Distal. 57
Figura 3.11 Generación de modelos. 58
Figura 3.12 Generación de Alternativas. 60
Figura 4.1 Software CNC OEM corte de piezas prototipo F16. 65
Figura 4.2 Simplificación del Prototipo F14 66
Figura 4.3 Estudio fuerza de presión dinámico. 66
Figura 4.4 Análisis de cargas Dinámicas. 70
Figura 4.5 Modelo Simplificado de acuerdo a los requerimientos del Programa en .iges. 71
Figura 4.6 Modelo mallado. 71
Figura 4.7 Condiciones de frontera en los mecanismos. 72
Figura 4.8 Análisis 1 aplicando una carga de 0.1N. 72
Figura 4.9 Vista de concentración de Esfuerzos en la Falange Proximal. 72
Figura 4.10 Deformación en la Falange Proximal Bajo Cargas de 10N 73
Figura 4.11 Deformación en la Falange Proximal Bajo Cargas de 100N. 73
Figura 4.12 Tecnología Láser. 74
Figura 4.13 Prototipos Manufacturados para disposición de pruebas. 74

Índice de Tablas

Tabla 1.1 Clasificación de acuerdo al concepto de subactuación. 3
Tabla 2.1 Temáticas de procesos..... 35
Tabla 2.2 Valores de conductividad térmica de temperatura ambiente a fusión..... 39
Tabla 2.3 Costos totales por hora 44
Tabla 2.4 Cálculo aproximado para Mano de obra. 44
Tabla 2.5 Costo Total por Hora de Operación. 44
Tabla 3.1 Factores de Optimización y Productos..... 48
Tabla 3.2 Especificaciones del tipo Usuario segmentada 50
Tabla 3.3 Requerimientos de Calidad Deseables y Obligatorios 51
Tabla 3.4 Matriz de Plan de Calidad 52
Tabla 3.5 Parámetros D-H..... 53
Tabla 3.6 Característica comparativas de Material. 58
Tabla 3.7 Matriz Morfologica de modelos. 59

Simbología

FD: Falange Distal

FM: Falange Media

FP: Falange Proximal

DOF: Grados de Libertad (por sus siglas en Inglés)

dθ : Posición angular de la articulación generalizada

FP θ : Posición angular de la Falange Proximal

FM θ : Posición angular de la Falange Media

FD θ : Posición angular de la Falange Distal

RMF θ : Ángulo máximo de la articulación generalizada

RMFP θ : Rango de Movilidad de la Falange Proximal

2 θ : Posición angular del eslabón de entrada

4 θ : Posición angular del eslabón de salida

j x : Puntos de precisión

r1: Vector del eslabón 1

r2: Vector del eslabón 2

1 K : Constante para el eslabón 1

2 K : Constante para el eslabón 2

3 K : Constante para el eslabón 3

d x : Coordenada X deseada

d y : Coordenada Y deseada

θPqj : Punto de precisión de Chebychev de la articulación generalizada

θRMq0: Rango de movilidad mínimo de la articulación generalizada

θRMqM : Rango de movilidad máximo de la articulación generalizada

Resumen.

En esta tesina se plantea una solución óptima para el proceso de manufactura de una prótesis Multiárticulada basada en mecanismos subáctuados utilizando tecnología avanzada, esto permite reducir tiempos para la obtención de un prototipo funcional con mínimo desperdicio de material, aumentando la precisión y calidad del proceso de fabricación del diseño de la prótesis subáctuada que replica el movimiento natural de las falanges media y distal en caso de pérdida de las mismas.

Para la solución a este planteamiento, se debe garantizar mantener los estándares que la prótesis requiere como un producto que va desde la selección de materiales, hasta la elección de métodos para manufacturar los mecanismos subáctuados multiárticulados.

El trabajo que se lleva a cabo para desarrollar la prótesis subáctuada Multiárticulada con características antropométricas y antropomórficas dirigida a la población mexicana, está basada en la metodología QFD (Quality Function Deployment), que establece especificaciones de desempeño y requerimientos de operación que le otorgan calidad y rendimiento, lo que implica crear un modelo que cumpla con paramentos de posición, velocidad y aceleración en las falanges, que conlleva a la conceptualización que brinda el diseño a detalle incidiendo directamente en los dibujos de ingeniería hasta llegar al CAD (Dibujo Asistido por Computadora), generando cualidades que le otorgan una apariencia física que reduce peso en el diseño. Durante esta etapa es ventajoso contar con herramientas de modelado y simulación que permitan visualizar las necesidades tecnológicas a medida que se aumenta la complejidad del diseño CAD utilizando para el modelado del diseño, así como el uso de software que permita hacer cálculos de elemento finito, en este caso ANSYS®, simulación del modelo establecido con software ADAMS® y para efectos del proceso de manufactura se utilizará paquetería de simulación para la fabricación del prototipo como ProDesing® y MasterCAM® sólo por mencionar algunos.

Abstract.

This work presents an optimal solution for the manufacturing process using advanced technology that reduces time to get a functional prototype with minimal waste of material, increasing the accuracy and quality of the manufacturing process of designing a prosthesis that mimics the natural movement middle and distal phalanges in case of loss thereof.

The problem solution approach must guarantee to maintain the standards that the prosthesis required as a product ranging from material selection, to the choice of methods to manufacture multijointed underactuated mechanisms.

The work carried out to develop this prosthesis with anthropomorphic characteristics and focused to the Mexican population is based on the methodology QFD (Quality Function Deployment), establishing performance specifications and operational requirements that provide quality and performance, that involves creating a model with position of parameters, velocity and acceleration in the phalanges, leading to the conceptualization that provides the detail design acting directly on engineering drawings up to the CAD (Computer Aided Drafting), generating qualities give the design a physical appearance to reduce weight. During this stage it is advantageous to have simulation and modeling tools that let you view the technology needs as it increases the complexity of CAD model used for the design, also use a program that allows for finite element calculations in this case ANSYS ®, establish a model simulation software ADAMS ® and effects of the manufacturing process simulation package is used to manufacture the prototype as ProDesing ® and MasterCAM ® just to name a few

Objetivos

Objetivo General.

Optimizar el diseño mecánico para la manufactura de una prótesis con características antropométricas y antropomórficas que permite a los pacientes, con pérdida de falanges media y distal, restablecer capacidades de movimiento natural para la realización de agarres cilíndricos, puntuales y palmares.

Para lograr el objetivo general se proponen los siguientes:

Objetivos Particulares

- Presentar la aplicación de la metodología de diseño QFD mejorando las funciones.
- Modelado mediante Adams View® para analizar las características de movimiento.
- Fabricación con procesos manufactura flexibles y adaptables al diseño con alta tecnología que le otorgue la competitividad necesaria.
- Durabilidad de las condiciones críticas presentes en diseño del mecanismo por medio de análisis mecánico aplicando el método de elemento finito con ANSYS®.
- Simulación CAM (Computer Aided Manufacturing) de calidad que aseguren el proceso productivo del prototipo.

Justificación.

Los datos estadísticos del Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática registrados en el 2010, debido a que el Censo General de Población y Vivienda 2011 se relazara para el mes de septiembre, revelan que a nivel nacional, había 5 millones 739 mil 270 personas con discapacidad representando el 5.1% de la población mexicana.

Por otro lado la distribución porcentual con discapacidad según el tipo de limitación señalan que el 58.3% presenta dificultad para moverse son (discapacidad motriz) lo que ubica a este tipo de discapacidad como la más importante por el monto de población que concentra. En cuanto a los porcentajes de población por causas de discapacidad, el censo arrojo un 15% a causa de algún accidente laboral es decir que el 77% de los casos de discapacidad surgieron a lo largo de la vida, y no de nacimiento; llevando el tema de la discapacidad a plantear la necesidad de crear soluciones para suplir el miembro perdido por otro que brinde la misma versatilidad de manera artificial debido al incremento en la demanda de la población. En el Instituto Politécnico Nacional a través de proyectos financiados por el CONACYT (SEP CONACIYT T-2005 / 49701) se han desarrollado investigaciones sobre prótesis multiárticulados para extremidades superiores e inferiores. Dentro de los desarrollos en este campo se encuentran los proyectos de investigación:

1. “Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiárticulada”, de nivel Doctorado (Tonatiu, 2008).
2. “Prótesis Multiárticulada basada en mecanismos subáctuados derivado del proyecto de investigación Robótica y Microtecnologías aplicadas para el desarrollo de prótesis e implantes con tecnología nacional. SEP/CONACYT 2005 – 49701” (Soria, 2010).

Estos proyectos sientan las bases para el desarrollo del presente trabajo que plantea una solución óptima con tecnología avanzada para el proceso de fabricación de una prótesis que replica el movimiento natural de las falanges media y distal en caso de pérdida de las mismas para obtener un prototipo funcional en un tiempo adecuado con un mínimo de desperdicio de material y reproductibilidad garantizada para mantener los estándares que requiere como producto, que va desde la selección de materiales hasta la elección de métodos para su manufactura.

1

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se presenta un estudio de los prototipos que abordan soluciones de diseño funcionales que optimizan el desempeño de mecanismos subáctuados multiárticulados empleados en dedos. Además, se presenta un marco histórico de los sistemas de manufactura pretendiendo explorar las ventajas para la fabricación y evidenciar el avance tecnológico para el proceso de producción.

1. Estado del Arte

1.1 Introducción.

La diversidad en el estudio de los mecanismos permite desarrollar diseños adaptables de acuerdo a la necesidad de movimiento. Por medio del establecimiento de una función obtenida por análisis y síntesis con métodos de optimización empleando técnicas de programación dificulta su manufactura, debido a que la configuración física de des empeño depende del criterio que el diseñador imprime en diseño con el respaldo de una metodología.

El término mecanismo ha sido ampliamente utilizado en ramas de investigación propias de la mecánica y han sido adaptadas a la robótica por la creciente demanda de efectores finales en manipuladores industriales, estableciendo un nuevo concepto pensando en los dispositivos mecánicos dispuestos a un menor número de actuadores para el accionamiento y transmisión de un movimiento complejo, incrementando los grados de libertad y versatilidad.

1.2 Manos Antropomórficas

La consecuencia de muchas de las actividades científicas relacionadas con el desarrollo de efectores se centraron estudios basados en la Mano Humana (Boubekri y Chakraborty, 2001), especializándose en un nuevo campo de la robótica en un intento por sintetizar el movimiento, debido a que los efectores industriales no eran apropiados para la adaptación en las tareas de manipulación de objetos con diversas formas. Se generaron nuevas estructuras mecánicas configuradas en un solo tipo de agarre que incluyo nuevos elementos que le proporcionaran la fuerza necesaria para estabilizar la posición; mejorando la rigidez a través de un control lineal, esto intensificó los esfuerzos para el desarrollo de nuevos Efectores Finales para ser aplicados en la Industria.

El uso de mecanismos para el desarrollo de manos robóticas no sólo benefició a la industria, sino que trajo consigo aplicaciones en el área de la medicina con un número determinado de articulaciones que emulan funciones, tanto de la mano humana (denotada como miembro superior), hasta sus múltiples dedos incorporando mecanismos multiárticulados que comprenden un enésimo número de eslabones que parten de un mecanismo esencial de cuatro barras.

1.3 Mecanismos Subáctuados Multiárticulados.

La aplicación del concepto subactuación para la manipulación por medio de dedos robóticos, surge del hecho de utilizar como entrada del sistema mecánico un vector de dimensiones más pequeñas en comparación con el vector de salida, lo que permite reducir el número de actuadores con respecto al número de grados de libertad (GLD). Esta aplicación permite generar mecanismos capaces de adaptarse a diversos objetos cumpliendo con cubrir la trayectoria deseada por cada eslabón dentro de un mecanismo; que de acuerdo a la complejidad de la trayectoria determinada previamente, es posible generar parámetros de diseño que facilitarán la transmisión del movimiento con múltiples grados de libertad conducidos en relación al actuador.

Las características presentes en los sistemas subáctuados llamaron la atención no sólo por el efecto de movimiento lineal o angular transmitido por el contacto que generan las articulaciones del mecanismo, sino que también establece una diversidad de opciones para elegir el tipo de elemento actuador que transformará la energía requerida de tipo eléctrica, hidráulica o neumática, que causan el efecto de movimiento en el sistema subáctuado. Estos son clasificados de acuerdo a su principio de funcionamiento como convencionales y no convencionales (Oscar et al., 2005), en donde los primeros se basan en principios electromagnéticos, mientras que los otros son basados en fenómenos físicos relacionándose con la composición atómica de los materiales como es el caso de uniones metálicas, materiales piezoeléctricos, de nitinol, compuestos químicos, y aleaciones con memoria de forma (SMA) y polímero en gel. En la Tabla 1.1 se muestra la clasificación de actuadores y elementos de transmisión empleando el concepto de subactuación.

Tabla 1.1 Clasificación de acuerdo al concepto de subactuación.

Actuador Convencional	Micromotores DC
	Motores sin escobillas (brushless)
	Músculos Artificiales (hidráulicos)
	Motores a Pasos
Actuador no Convencional	Efecto Piezoeléctrico
	USM
	SMA
	Polímeros
Mecanismos de Transmisión	Barras
	Motor en cada articulación
	Poleas

Teniendo en cuenta las condiciones para generar la transmisión, se selecciona el tipo de estructura como eslabones, poleas y engranes que impulsarán un número arbitrario de falanges, cumpliendo con la relación establecida entre el número de grados de libertad relativa al número de actuadores. Esta relación aborda cuestiones importantes que permiten mejoras relevantes de diseño mecánico desarrolladas en el nuevo concepto de subactuación:

Sistema Actuado
Sistema Semi-Subáctuado (1.1)
Sistema Subáctuados

donde:

: Número de Actuadores

: Numero de grados de libertad

Que de acuerdo con la Federación Internacional de la Teoría de Máquinas y Mecanismos (International Federation for the Theory of Machines and Mechanisms IFToMM) define a los grados de libertad como el número de parámetros independientes que se requieren para definir de manera única su posición en el espacio en cualquier instante de tiempo. Esto presenta nuevas posibilidades de fuerzas en las falanges en un dedo robótico abriendo temas de investigación en las propiedades de contacto que intervienen en la estabilidad tanto de la trayectoria como en superficies durante la sujeción de objetos permitiendo modelados precisos y complejos.

A continuación se presenta un estudio delimitando para aquellos prototipos dirigidos a la investigación que marcan la tendencia en el ámbito del diseño de mecanismos articulados capaces de manipular diversos objetos con diferentes formas y tamaños, de los cuales solo son de interés aquellos trabajos relacionados con mecanismos subáctuados multiárticulados empleados en dedos. Es decir, sólo aquellos que cumplen con una forma antropomórfica, ya que esta configuración permite emular los seis tipos de sujeción básicos conocidas por palmar, lateral, cilíndrica, esférica, puntual y de gancho, así como la posición y destreza en el manejo de objetos. Se debe resaltar que el estudio presentado es el resultado de un análisis exhaustivo que solo aborda trabajos recientes sobre diseños y desarrollos especializados en temas de interés para el problema de optimización de mecanismos subáctuados multiárticulados.

1.3.1 Mecanismos Subáctuados en dedos antropomórficos.

Con el objeto de reducir el diseño y costos de manufactura se realizan trabajos relacionados con manos robóticas de múltiples dedos con forma antropomórficas y mecanismos subáctuados, acompañados de diversos sistemas de alimentación y controles sofisticados que emulan las funciones de la mano.

El Antropomorfismo es uno de los factores que se observan en los primeros proyectos de investigación que se registraron alrededor del año de 1969 en Estados Unidos y Japón desarrollando una mano robótica de tres dedos y un pulgar en oposición con capacidad de sujetar objetos de formas básicas.

Skinner, en el año de 1975, dirigió su investigación para crear un sistema mecánico viable, estableciendo cada dedo como una cadena cinemática abierta con dos articulaciones de revolución en cada dedo, utilizando mecanismos de cuatro barras cruzados, permitiendo movimientos de flexión y extensión coordinada (Skinner, 1975), su diseño le permitió comprender y categorizar las funciones pensiles básicas de sujeción. Considerando sólo tres dedos en el diseño para proporcionar los tipos de agarre, definió el equivalente mecánico de los seis tipos de agarres: Palmar, Lateral, Cilíndrico, Esférico, Puntual y de Gancho que se muestran en la figura 1.1.

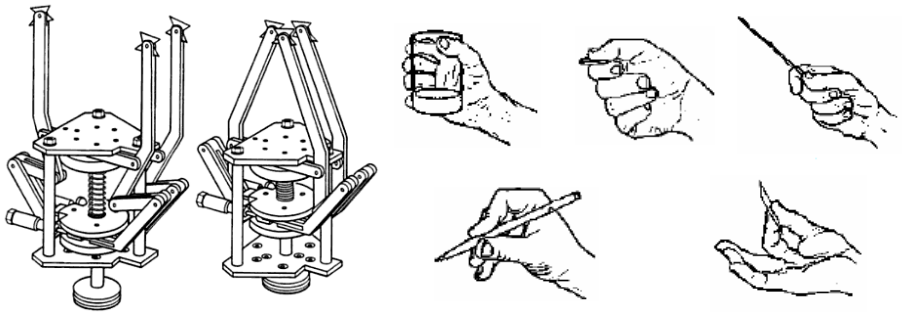


Figura 1.1 Tipos de Agarre (Skinner, 1975).

Para el año 1997 destacan trabajos relacionados con mecanismos subáctuados que logran sintetizar el movimiento. (Figliolini, 1997) desarrolla el mecanismo de un dedo articulado subáctuados compuesto de tres eslabones rígidos que fungen como las falanges Proximal, Media y Distal, para asemejar anatómicamente a una mano multiárticulada, por lo que cada articulación de revolución establece una relación de transmisión para proporcionar el movimiento en cada dedo y cubrir las trayectorias para diferentes tipos de agarres mostrado en la figura 1.2.

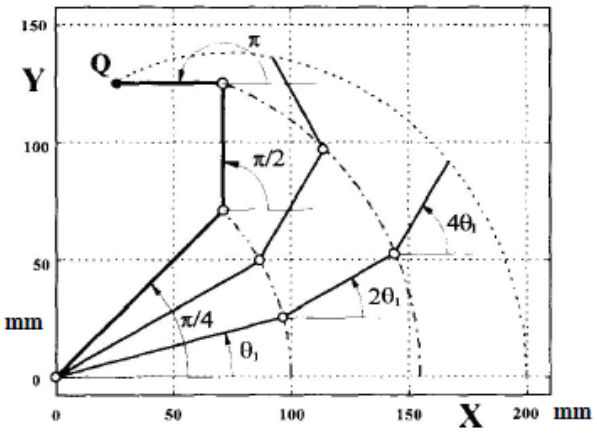


Figura 1.2 Relación de movimiento para Mecanismo articulado subáctuados (Figliolini, 1997).

En el año de 1999, (Dechev, 1999) aplicá la subactuación para una prótesis planteando como requerimientos la reducción de tamaño, reducir el peso, aumento en la fuerza de presión y mejorar la apariencia estética. Este diseño de mano protésica experimental es dimensionado para usuarios con un rango de edades de 7 a 11 años.

El mecanismo establecido para el dedo está segmentado en tres falanges por medio de seis eslabones, enfocando el diseño de cada eslabón con vectores fuerza que son dirigidos por una trayectoria establecida para la flexión y la extensión durante un agarre típico.

Para el estudio de su estructura, se aplica el modelado de elemento finito, permitiendo detectar esfuerzos y deformaciones en uniones articuladas o juntas de pasador, información que fue útil para determinar grosores y espesores de los enlaces, para minimizar su peso y tamaño manteniendo su fuerza. En la figura 1.3a se muestran los mecanismos y su trayectoria descrita y en la figura 1.3b se muestra el prototipo experimental manufacturado.

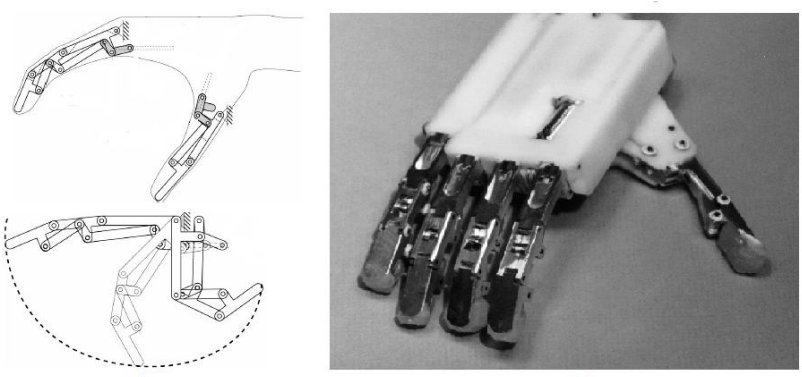


Figura 1.3 a) Trayectoria del dedo b) Prótesis manufacturada (Dechev, 1999)

En el año 2000, se abordaron los parámetros de diseño de Dechev y otras prótesis existentes con el objetivo de equilibrar planteamientos de los consumidores con un nuevo diseño que lograra satisfacer las necesidades del cliente: el antropomorfismo, tanto en apariencia estética como dinámica, un peso menor a los 500 gramos, que es el valor establecido de acuerdo a normas para miembro superior, bajo consumo de energía, modularidad para garantizar menores costos y factibilidad de mantenimiento y un tamaño apropiado con velocidades que coincidan con la mano de un adulto (Light, 2000). Su diseño utiliza un mecanismo de barras activado por un tendón que es equivalente a un sistema de accionamiento directo que se muestra en la figura 1.4.

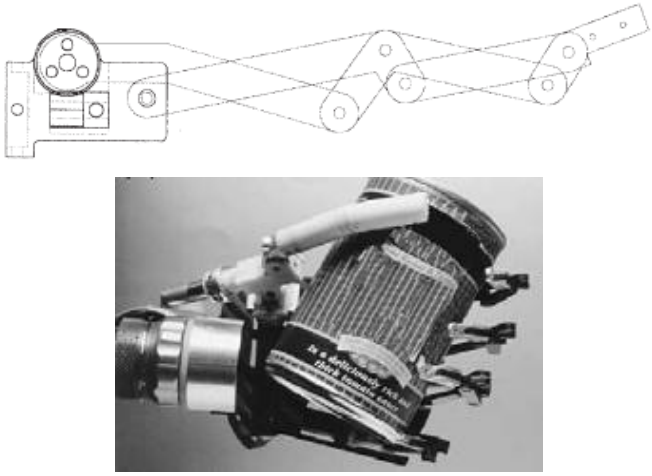


Figura 1.4 Mecanismo subáctuado modulado (Light, 2000).

Los eslabones son fabricados y maquinados de un compuesto de fibra de carbono epóxica cubierta de un polímero termoplástico ligero que tiene un bajo coeficiente de fricción, que actúa como superficie de apoyo. El dedo pesa un total de 70 gramos gracias a la eliminación del exceso de material. Los estudios experimentales realizados al prototipo indican una gran compatibilidad cinemática con un dedo natural.

Para el siguiente año, se presentan aplicaciones espaciales autoadaptables y reconfigurables (Gosselin, 2001). El diseño es robusto pero versátil, ya que cada mano tiene tres dedos con tres falanges subáctuadas a través de mecanismos de cuatro barras, su movimiento es generado por un sólo actuador. La autoadaptabilidad, le permite aproximarse al elemento de sujeción hasta llegar a su superficie, para así configurar la forma geométrica del objeto en los mecanismos, sin utilizar estrategias de control sofisticadas ya que sólo contiene un actuador; su sistema mecánico se mantiene estático en un instante deseado a través de resortes y límites mecánicos que le dan a su vez la

restricción asociada con el objeto. Una vez que el objeto es totalmente sujetado, el mismo actuador aplica y distribuye la fuerza necesaria a lo largo de las falanges. En la figura 1.5 se muestra la ejecución de cuatro tipos de agarre y el diseño final de los dedos subáctuados.

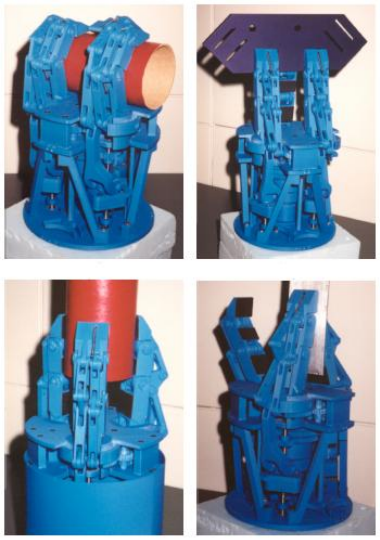


Figura 1.5. Ejecución de agarre cilíndrico, puntual, esférico y planar (Gosselin, 2001).

Su diseño deja claro que no sólo son mecanismos acoplados que emulan el dedo humano, ya que el movimiento relativo de las falanges se determina en la fase de diseño y por consiguiente en estudios de agarre que le dan forma al mecanismo, desarrollando mecanismos subáctuados compuestos de dos paralelogramos en serie.

En el año 2002 se realiza un análisis en las fuerzas de contacto del el diseño de cuatro barras con dos grados de en el modelo de SARAH (Thierry, 2002). Éste revelo inestabilidad durante el agarre de geometrías complejas en la falange proximal, lo que generó una solución alternativa al problema, aumentando el diseño a tres grados de libertad y la reconfiguración para mecanismos de cinco barras, con el fin estudiar comportamiento de las fuerzas de contacto en cada prototipo durante el proceso de cierre. En la figura 1.6 para el caso de dos grados de libertad subáctuados.

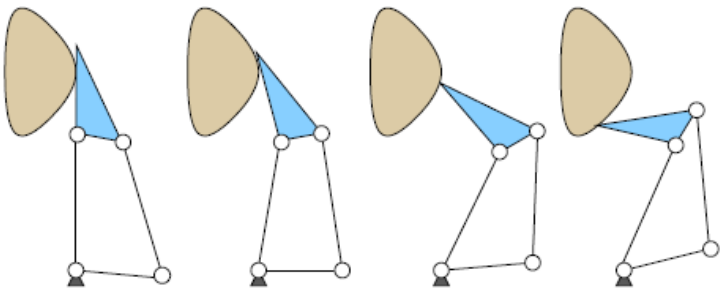


Figura 1.6 Fenómeno presente durante la ejecución de cierre (Thierry, 2002).

El estudio reveló que al implementar límites mecánicos con resortes en las zonas críticas, para de modelo de 3 grados de libertad, se obtiene mayor precisión y adaptación. En la figura 1.7 se muestra la configuración con mecanismos paralelos montados en serie con límites mecanismos que mantienen la estabilidad en la falange distal, mejorando la adaptación a la forma del objeto.

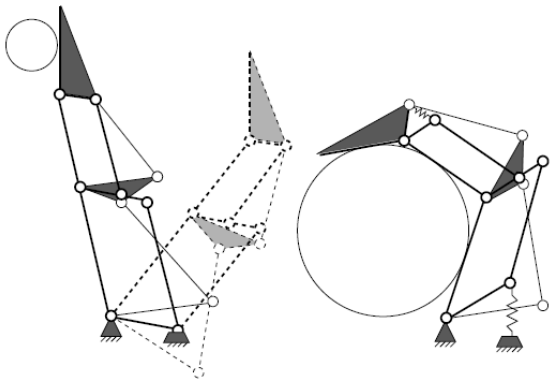


Figura 1.7 Diseño de mecanismos Paralelos (Thierry, 2002).

En la Universidad de Cassino Italia se propuso el diseño de un mecanismo articulado antropomórfico de un dedo con un grado de libertad (Marco y Néstor, 2004), que transmite la potencia entre la entrada motriz y las falanges. La fase preliminar consiste en dimensionar las falanges por medio de un estudio realizado a usuarios adultos de 22 a 27 años. El diseño se logra partiendo de un análisis que caracterizará las posiciones relativas durante el agarre cilíndrico, con el fin de establecer la cinemática del mecanismo articulado de tres falanges con mecanismos cruzados de cuatro barras. Sin embargo, la síntesis dimensional de los mecanismos articulados se desarrolla con una relación de transmisión, para evitar interferencias en los eslabones para un movimiento antropomórfico en el agarre. El mecanismo mostrado en la figura 1.8 es puesto a pruebas para eliminar posibles interferencias y medir que los valores de fuerzas aplicadas permitan un buen agarre.

Figura 1.8 Prototipo diseñado con un grado del libertad (Marco y Néstor, 2004).

En Rumania en el año 2004, se propuso el modelo de un dedo multiárticulado de tres falanges usando un mecanismo cruzado de cuatro barras subáctuado, con dimensiones lineales equivalentes a la longitude de la falange humana, cuyo ángulo de entrada que emula el dedo humano (Chivu, 2004). En la figura 1.9 se muestra la vista superior del modelo así como el dimensionamiento del mecanismo subáctuado multiárticulado.

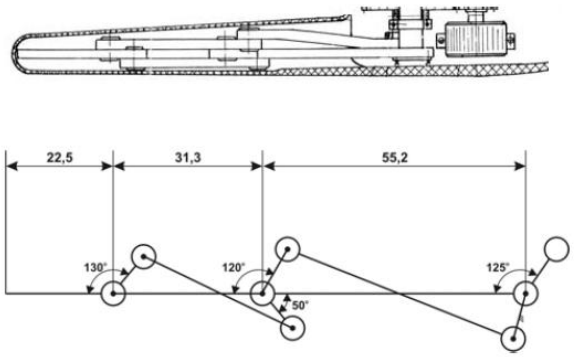


Figura 1.9 Prototipo de mecanismo cruzado (Chivu, 2004).

La posición del dedo depende del ángulo de entrada en la falange proximal creando la necesidad de fijar ángulos intermedios que varíen en un rango de 0° a 90°. El ángulo de entrada del primer mecanismo en la falange proximal será equivalente en los mecanismos para las falanges media y distal estableciendo una dependencia de entradas y salidas.

Los estudios obtenidos para la cinemática de cuerpo rígido demostraron que la velocidad del mecanismo depende de estos ángulos variando respecto a la posición. En la figura 1.10 se muestra gráficamente como se establece la dependencia entre la velocidad con respecto a los ángulos desplazamiento generados en el dedo durante el agarre.

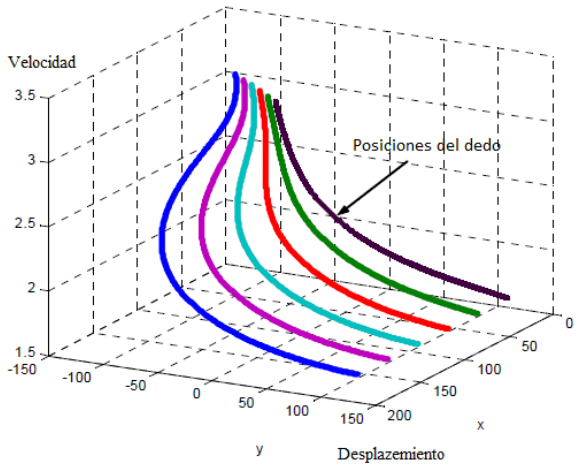


Figura 1.10 Dependencia entre los ángulos y la velocidad (Chivu, 2004).

Muchos de estos prototipos continuaron optimizando sus diseños utilizando diversos métodos experimentales, como las pruebas de movilidad (Marco, 2005) realizadas en la Universidad de Cassino Italia, se implementaron para estimar el error angular entre el mecanismo y el dedo humano, las cuales se muestran en las gráficas de la figura 1.11, motivaron la reducción del error configurando el problema de contacto como fuerzas constantes hiperestáticas.

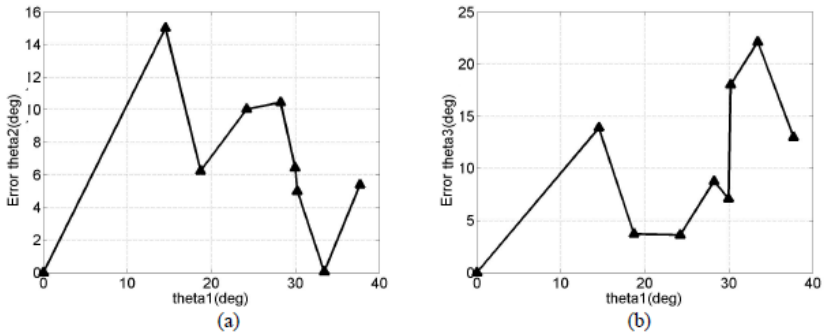


Figura 1.11 Error angular del mecanismo en falanges Media-Distal (Marco, 2005).

Estos aspectos se estudian a través de modelos de diseño compacto para la transmisión mecánica con restricciones, con el fin de ser resueltos por análisis computacional, usando un algoritmo con parámetros dimensionales de cada eslabón en el mecanismo hasta un número de iteraciones para la convergencia de la solución que se muestra en la figura 1.12.

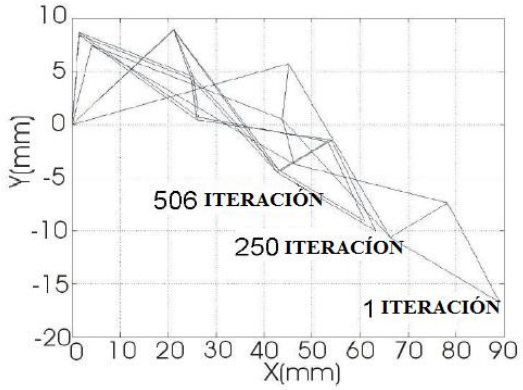


Figura 1.12 Evolución en la optimización diseño en el mecanismo (Marco, 2005).

Estos avances desarrollan versiones prototipo modeladas en CAD con las optimizaciones obtenidas, como se muestra en la figura 1.14, con la finalidad de comprobar las posibilidades de ensamble.

Por otra parte este mismo modelo se utiliza para simulaciones de operación y comprobar la viabilidad de las dimensiones propuestas para evitar interferencias de enlace, éste es manufacturado en aluminio para reducir su costo.

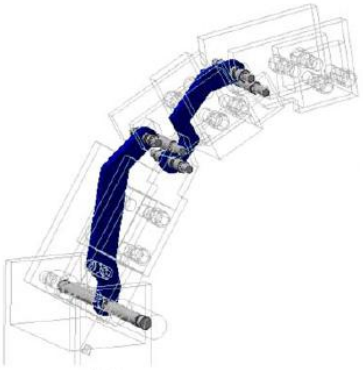


Figura 1.13 Modelo CAD (Ceccarelli, 2006)

Para el 2008 (Carbone, 2008) desarrollan una nueva versión en la que su mecanismo subáctuado se encuentra embebido en el cuerpo del dedo que opera con tres GLD de los cuales 2 grados están basados en elementos resorte utilizados para generar combinaciones de posibles soluciones y establecer un concepto de diseño.

La solución ganadora, como se muestran en la figura 1.14, consiste en un resorte torsional entre las falanges proximal-media y una articulación deslizante de resorte entre la falange media, aumentando la capacidad de agarre de objetos con diferentes formas y tamaños, pero en particular mejorando el contacto.

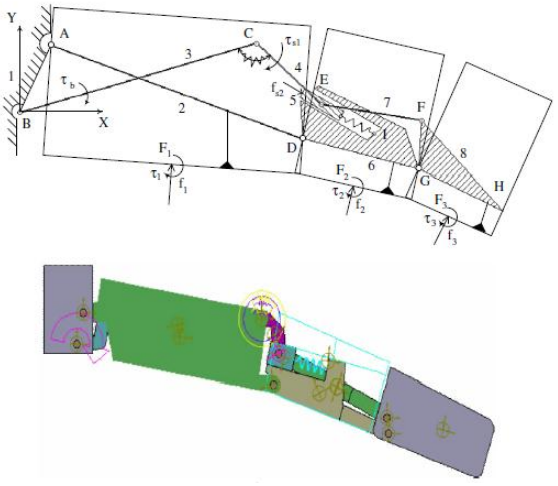


Figura 1.14 Mecanismo subáctuado deslizante-resorte (Ceccarelli, 2006)

En Estados Unidos (Nasser y Rincon, 2006) desarrollan una prótesis mecánica autoadaptativa con dedos subáctuados multiárticulados compuesta de tres falanges. En la falange proximal y media se estableció un mecanismo de cuatro barras acoplado entre ellos limites mecánicos que mantienen la posición relativa. Estos puntos de ejes se liberan al hacer contacto con la forma del objeto y finalmente reacciona como un mecanismo adyacente de siete barras mostrado en la figura 1.15.

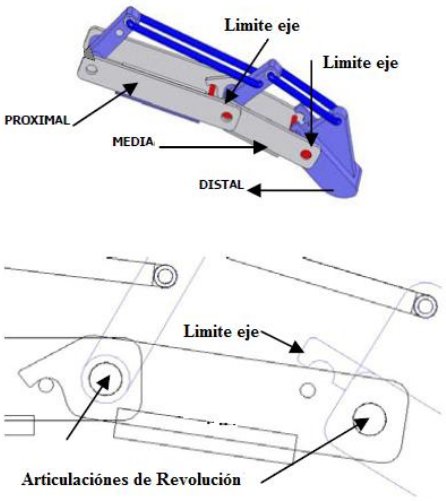


Figura 1.15 Mecanismo de siete barras (Nasser y Rincon, 2006).

Para el año 2010, en el Instituto de Tecnología en Tokio (Azlan, y Hiroshi, 2010) presentan un mecanismo subáctuado de siete barras incluyendo juntas pasador e inversiones. La junta deslizante se presenta en eslabones rotatorios como un componente adicional que le permite al mecanismo realizar flexiones pasivas en la falange distal. Este componente cosiste en un eslabón con una ranura radial y un perno deslizante que se mueven en relación con al objeto de agarre. Cuenta con resortes en cada una de las articulaciones para mantener la posición inicial hasta llegar al límite mecánico, cuando se retira la fuerza aplicada, los resortes le permiten regresar a su posición. Su optimización de parámetros cinemáticos disminuye el error de función durante operaciones de agarre. La figura 1.16 muestra el sistema de operación del dedo.

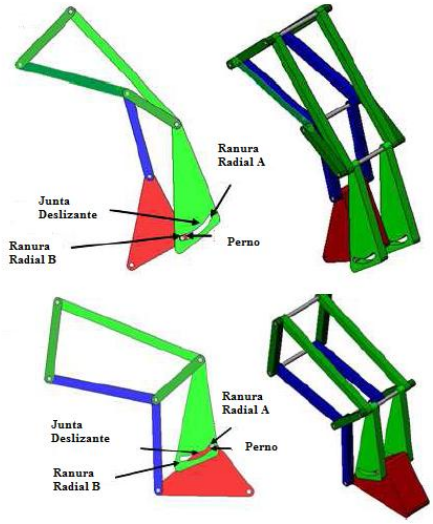


Figura 1.16 Mecanismo Subáctuado con elementos deslizantes (Azlan, y Hiroshi, 2010).

1.4 Productos Existentes en el Mercado

En definitiva, la tecnología se ha convertido en una parte fundamental del diseño y la fabricación, pero en años recientes juga un papel significativo en la rehabilitación de las personas con discapacidad, dejando atrás las prótesis cosméticas de silicona que son poco funcionales.

La nueva generación de dispositivos llevó al avance de las prótesis destinadas a cubrir necesidades emergentes en los Estados Unidos. En el año 2003, Dan Didrick diseñó y fabricó un dedo artificial específicamente para amputaciones parciales de los dedos de la mano. El “X-Finger” es la primera prótesis para dedo que utiliza mecanismos subáctuados multiárticulados paralelos, permite al usuario controlar movimientos de flexión y extensión que se activan. Se considera como una prótesis provisional postoperativa una vez que cierra la herida y ha madurado hasta el punto en que puedan aplicarse presiones leves de la prótesis que utiliza termoplásticos flexibles. Su montaje tarda de 1 a 3 días debido a que es accionada por el cuerpo y es modificada para aumentar la eficiencia y minimizar tensiones del remanente, cuyos procedimientos de ajuste incluye alineación, dimensión, suspensión, presión distribuida, desempeño funcional y componentes. Estos ajustes pueden tardar de 4 a 5 semanas después de la operación.

El dedo es creado tomando como molde los dedos de la mano opuesta, cuando está disponible, para ser fabricado con las dimensiones de cada usuario. El mismo molde de cera será utilizado para el dedo de silicona que recubre el mecanismo articulado. En la figura 1.17 se muestra el proceso de molde: impresión y molde de cera.

Figura 1.17 Proceso de impresión y molde de cera.

1.4.1 Patente X-Finger.

La finalidad de una primera búsqueda de patentes relacionadas con el sistema que se desarrolla evita malgastar el tiempo y recursos en llegar a una solución que pueda haber sido registrada con anterioridad. Por lo que esta patente proporciona el siguiente tipo de información:

- Constituye una inestimable fuente de inspiración para la generación de ideas de resolución de problemas tecnológicos.
- Permite identificar tendencias y estrategias en I+D y marketing.
- Identifican posibles competidores.
- Establece nuevas aplicaciones para el desarrollo de prótesis.

A continuación se describe el funcionamiento del X-Finger (Didrick, 2007): éste mecanismo se divide en tres secciones y cada una es ajustable a la dimensiones, maximizando las funciones de operación. El remanente se caracteriza por quedar resguardado entre la matriz, que fija su posición a través de los metacarpianos, y el anillo, el cual es ensamblado a varillas flexibles ajustables a la longitud de la falange proximal fijada al eslabón.

Esta primera sección permite la libertad de movimiento vertical y horizontal del remanente, ya que la matriz es un elemento bancada y el sistema anillo-eslabón corresponde a un elemento manivela. El movimiento de flexión se efectúa cuando una fuerza de presión es aplicada al anillo.

En la segunda sección, el mecanismo se encuentra en una posición adyacente al dedo Medio, en caso de pérdida del dedo Índice, los eslabones son sostenidos a partir del anillo a la falange media, ensamblados mediante soldadura y elementos mecánicos sencillos que mantienen la posición relativa ajustada por un bloque deslizante tipo junta, ésta sección es dimensionada a la falange media embebida a secciones superficiales que simulan la forma de media del dedo.

La tercera sección se constituye por una junta deslizante conectada por un bloque limitador que articula la sección falangeal-distal, albergadas en una superficie solida dispuesta de una uña artificial.

Los mecanismos articulados internos son de acero inoxidable mientras que las secciones que simulan la superficie de las falanges media y distal se fabrican de un plástico suave como se muestra en la figura 1.18.

Figura 1.18 Figura 1.24 X-Finger (Didrick, 2007)

Actualmente, se producen 100 dedos cada 45 días, de acuerdo con el Nápoles Daily News, que es aparentemente muy lejos de satisfacer la demanda. Presumiblemente, su costo es de $10.000 dólares por dedo. En el diseño del mecanismo de cuatro barras se observa que se utilizan mecanismos paralelos, los cuales no cumplen a la solución del problema del control del movimiento, ya no hay un límite en la posición superior entonces el mecanismo tiende a hacer una rotación para regresar a la posición requerida, haciendo de este un diseño inadecuado para las tareas cotidianas del usuario.

Dentro de las características del diseño esta la posibilidad de ajuste en las barras Proximales y medias por medio de un tornillo de presión proporcionando adaptabilidad antropomórfica, ya sea de un solo dedo o los cuatro en conjunto cuando sea necesario emparejar de acuerdo a las variaciones de amputación (la longitud del muñón). En la figura 1.19 se muestra ejecutando movimientos de flexión y extensión por medio de mecanismos articulados.

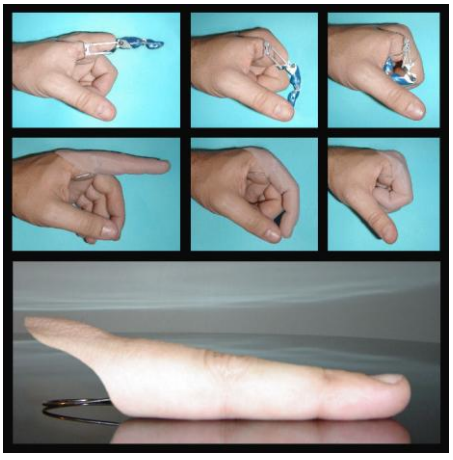


Figura 1.19 Ejecución de Movimiento (Didrick, 2007)

1.5 Diseño y Manufactura en ambiente competitivo.

Los procesos y las operaciones constituyen los elementos más importantes para diseñar y fabricar productos. Es fundamental comprender que el nivel de importancia de dichos procesos radica en los temas técnicos en el contexto de las fuerzas competitivas que controlan la elección y la implementación de varias tecnologías en la manufactura impulsadas por los costos, la calidad y el empleo de la automatización. Los avances de la automatización en los procesos, llegó a ser un factor clave en la industria cuyo progreso procede de la capacidad de considerar que las operaciones manufactureras son un sistema. Al implementar un método de sistemas de manufactura se pueden integrar diversas funciones y actividades que antes eran identidades separadas. Esta integración del diseño y manufactura asistido por computadora en sistemas de tecnología de transformación se combinaron en las operaciones debido a las ventajas en lo que hoy conocemos como sistemas CAD/CAM. Estas tendencias permiten tareas más sofisticadas para el ensamblado y de esta forma se puede optimizar todo el proceso de manufactura. En la figura 1.20 se presenta una esquematización que muestra los elementos básicos de un sistema de manufactura.

Figura 1.20 Elementos básicos de un sistema de manufactura.

1.5.1 Desarrollo de los Sistemas de Manufactura.

Su Historia se remonta a más de 6000 años donde los materiales y procesos anteceden a los sistemas de manufactura (Groover, 1997), donde al referirse a estos sistemas emerge un nuevo concepto en la producción por medio de la unión sinérgica hombre-máquina cuyo resultado causa impacto en la eficiencia, marcando un cambio económico. La revolución industrial (1760-1830) contribuye al desarrollo de la manufactura que inicia en Inglaterra donde tuvo lugar la invención de una serie de máquinas que le dieron ventajas importantes sobre otras naciones, no obstante la revolución industrial se extendió eventualmente a otros países europeos. En Estados Unidos se introdujo el concepto de

manufactura por partes intercambiables que parte en 1797 con un contrato para el gobierno de los Estados Unidos obtenido por Eli Whitney, quien establece los principios de fabricación intercambiable, logrando ensamblar las partes sin necesidad de ajustes. Para la segunda mitad del siglo XIX atestiguaron desarrollos que generaron una necesidad creciente de hierro y acero. A finales del siglo XIX se desarrolla el movimiento de administración científica como resultado de la experimentación y análisis en los procesos de manufactura que inicia en gran medida a Frederick W. Taylor en estudios que establecen mejoras en operaciones de manufactura, la nuevas características dieron paso a la administración Científica para dar respuesta a la necesidad de planificar y controlar las actividades de una creciente producción, a través de cinco puntos básicos:

I. Mejora de los métodos de fabricación.
II. Metodología para llevar a cabo una operación de puestos de trabajo.
III. Normas que garanticen el acoplamiento de elementos.
IV. Planes de incentivo al trabajo.
V. Uso y recopilación de datos de mantenimiento y contabilidad.

En la figura 1.21 se muestran los cinco principios de la Administración Científica en los procesos de Manufactura.

Figura 1.21 Estudios de Operaciones característicos de la administración científica.

Este movimiento permite la introducción de la línea de ensamble en 1913 por Henry Ford e hizo posible la producción masiva de productos complejos y poner al alcance la posibilidad de poseer un automóvil.

El siglo XX destaca por la cantidad de adelantos tecnológicos dando como resultado la automatización de la manufactura. El desarrollo de las posibles actividades establecen tendencias en el estado de fabricación, agrupando los procesos en aéreas temáticas. Una herramienta poderosa es el uso de la tecnología computacional en labores de dibujo y diseño que trajo un nuevo concepto que abarca tecnologías modernas de manufactura como Justo a tiempo, calidad total, teoría de restricciones, entre otros; entendiendo que se trata de una forma de trabajo en la cual todas las partes que intervienen en el desarrollo de un producto están enfocadas a lograr operaciones eficientes sin limitaciones impuestas por el equipo de procesamiento y su capacidad productiva evolucionando a sistemas avanzados de manufactura.

1.6 Sumario.

En capítulo se abordaron investigaciones que implementan dedos antropomórficos multiárticulados de diversas cualidades que difieren de otros diseños, ya que la tecnología y los avances logrados permitieron sentar bases importantes para crear una amplia visión que proporcionarán características que aumentan las expectativas del usuario.

Cada uno de los desarrollos citados, tiene la finalidad de presentar un panorama del mercado con diversas propuestas de funcionalidad a nivel internacional con mecanismos multiárticulados en los que se incorporaron aspectos de alto impacto en el Diseños, destacando en los siguientes aspectos:

- Modelo Geométrico para estudiar sus propiedades físicas.
- Modelo Mecánico para la validación de Piezas y Componentes.
- Análisis y Síntesis Mecánica.
- Materiales y Tecnologías de Diseño.
- Simulación y Modelado del Diseño.
- Optimización de Fallas y Defectos.

Asimismo, los sistemas de manufactura que permiten explorar las ventajas para la fabricación y evidenciar el avance tecnológico para el proceso de producción. En el siguiente capítulo se presentaran aspectos teóricos requeridos para la solución y desarrollo de dedos.

1.7 Referencias

Azlan, Norsinnira Zainul, y Hiroshi, Yamaura. «Underactuated Anthropomorphic Finger Mechanism for Grasping and Pinching with Optimized Parameter.» *Journal of Computer Science* (Science Publications) 6 (2010): 928-933.

Azlan, Norsinnira Zainul, y Yamaura Hiroshi. «Underactuated Anthropomorphic Finger Mechanism for Grasping and Pinching with Optimized Parameter.» *Journal of Computer Science* (Science Publications) 6 (2010): 928-933.

Boubekri N., y Chakraborty, P. *Robotic Grasping: Gripper Desings, Control Methods and Grasp Configurations.* Miami CA, University of Miami: Deparment of Industrial Engineering, 2001.

Boubekri, N., y P. Chakraborty. *Robotic Grasping: Gripper Desings, Control Methods and Grasp Configurations.* Miami CA, University of Miami: Deparment of Industrial Engineering, 2001.

Carbone, G., Ceccarelli, M.,. «DESIGN OF LARM HAND: PROBLEMS AND SOLUTIONS.» *Mechanism and Machine Theory* 10, nº 2 (2008): 39-46.

Carbone, G., y M. Ceccarelli. «DESIGN OF LARM HAND: PROBLEMS AND SOLUTIONS.» *Mechanism and Machine Theory* 10, nº 2 (2008): 39-46.

Ceccarelli, Marco, Nava Nestor,. «Optimal design of driving mechanism in a 1-DOF anthropomorphic finger.» *Mechanism and Machine Theory* 41 (2006): 897-911.

Ceccarelli, Marco, y Néstor Nava , Juan Jáuregui , Giuseppe Carbone. «Diseño y Experimentacion de un dedo articulado antropomorfo con un grado de libertad para una mano robótica.» *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica* 8, nº 2 (2004): 15-24.

Chivu, Catrina. «Desing of a prosthesis fore finger.» *Development and application systems*, 2004: 4.

Chivu, Catrina. «Desing of a prosthesis fore finger.» *Development and application systems*, 2004: 4.

Dechev, N. ,. «Multisegmented Finger Desing of an Experimental Prosthesic Hand.» *National Applied Mechanisms*, 1999.

Dechev, N., Cleghom, M., y Naumman, S. «Multisegmented Finger Desing of an Experimental Prosthesic Hand.» *National Applied Mechanisms*, 1999.

Ana, Soria. *Diseño para la manufactura de Prótesis Digitales Subactuadas.* Proyecto, México: SEPI-ESIME-AZC., 2010.

Figliolini, G. «Fixed and Moving polodes for a new articulated finger mechanism.» *6Th International workshop on robotics in Alpe-Adria Danube Region*, 1997.

Figliolini, G. «Fixed and Moving polodes for a new articulated finger mechanism.» *6Th International workshop on robotics in Alpe-Adria Danube Region*, 1997.

Gosselin, M. «Underactuation in Space Robotic Hands.» *6th International Symposium on Artificial Intelligence and Robotics & Automation in Space*, 2001: 8.

Gosselin, M. «Underactuation in Space Robotic Hands.» *6th International Symposium on Artificial Intelligence and Robotics & Automation in Space*, 2001: 8.

Groover, MikellL P. *Fundamentos de Manufactura Moderna.* México: Prentice hall, 1997.. *Fundamentos de Manufactura Moderna.* México: Prentice hall, 1997.

Light, C.M.,. *Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand.* 2000.

Light, C.M., y P.H. Chappell. «Development of a lightweight and adaptable multiple-axis hand.» *Medical Engineering & Physics*, nº 22 (2000): 6.

Marco Ceccarelli, Carbone Giuseppe, Nestor Nava. «Optimal desing of driving mechanism in a 1 D.O.F anthropomorphic finger.» *International Workshop on Computational Kinematics*, May 2005: 16.

Marco, Ceccarelli, Carbone Giuseppe, Nestor Nava. «Optimal desing of driving mechanism in a 1 D.O.F anthropomorphic finger.» *International Workshop on Computational Kinematics*, May 2005: 16.

Marco, Ceccarelli, y Néstor, Nava , Juan Jáuregui , Giuseppe Carbone. «Diseño y Experimentacion de un dedo articulado antropomorfo con un grado de libertad para una mano robótica.» *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica* 8, nº 2 (2004): 15-24.

Nasser Salim, y Rincon, Diana, Manuel, Rodriguez. «Design of an Anthropomorphic Underactuated Hand Prosthesis with Passive-Adaptive Grasping Capabilities.» *Florida Conference on Recent Advances in Robotics,*, 2006: 7.

Nasser, Salim, y Diana Rincon , Manuel Rodriguez. «Design of an Anthropomorphic Underactuated Hand Prosthesis with Passive-Adaptive Grasping Capabilities.» *Florida Conference on Recent Advances in Robotics,*, 2006: 7.

Salim Nasser, Diana Rincon, y Manuel Rodriguez. «Design of an Anthropomorphic Underactuated Hand Prosthesis with Passive-Adaptive Grasping Capabilities.» *Florida Conference on Recent Advances in Robotics,*, 2006: 7.

Skinner, Frank. «Designing a multiple prehension manipulator.» *Mechanical Engineering*, 1975: 30.

Skinner, Frank. «Designing a multiple prehension manipulator.» *Mechanical Engineering*, 1975: 30.

Thierry Laliberté, Lionel Birglen , Cléement M. Gosselin. *Underactuation in robotic grasping hands.* Canada, 2002.

Thierry, Laliberté, Lionel Birglen , Cléement M. Gosselin. *Underactuation in robotic grasping hands.* Canada, 2002.

Tonatiu, Velázquez. *Caracterizacion Cinematica de una Mano Robótica Multiarticulada.* México: SEPI-ESIME-AZC., 2008.

2

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se presentan los temas necesarios para el análisis del diseño de la Prótesis Multiárticulada con mecanismos Subáctuados, abordando aspectos antropométricos para el desarrollo del diseño, hasta el establecimiento de parámetros clave para el proceso de manufactura.

2. Marco Teórico

2.1 Portética

Actualmente, una prótesis es considerada como un dispositivo mecánico diseñado para reproducir la forma y función de un miembro, para casos de pérdida total o parcial. De ninguna manera la prótesis debe ser impuesta sino, por el contrario, el objeto de una decisión que tenga en cuenta las posibilidades evolutivas, en función de su utilización y/o de su costo.

Comenzando por el miembro superior, la protetización constituye un objetivo de investigación y desarrollo dirigido especialmente a la restauración y la cosmética de la mano. Esta es una unidad anatómico-funcional compleja, en la que en conjunto con la mano, los dedos ejecutan múltiples funciones en cualquier punto del espacio que tenga a su alcance especializándose en la manipulación.

Por otra parte, los dedos de la mano no son solo un órgano pensil para desarrollar las actividades laborales y en la vida cotidiana, son parte del lenguaje e identidad corporal, su pérdida desencadena trastornos funcionales y psicosociales. Las funciones de los dedos están dados por la sensibilidad táctil, estabilidad articular, rango de movilidad y la fuerza pensil.

El proceso de protetización comprende un conjunto de medidas específicas de Rehabilitación, durante las distintas etapas evolutivas del tratamiento del paciente amputado, tendentes a conseguir el objetivo funcional previsto. Este proceso varía según el nivel de amputación, y las características antropométricas del usuario. La construcción de una prótesis funcional en la amputación parcial de dedos aplica principios básicos de la ortésica y de la protésica.

La comprensión de la naturaleza del movimiento del dedo permite que cada elemento interno de la prótesis, basado en un estudio sobre la trayectoria del dedo y su espacio de trabajo, se diseñe con la finalidad de restaurar haciendo uso de mecanismos; para sustituir la función perdida y conseguir una mejor apariencia del miembro amputado.

La tecnología Protésica orienta las necesidades que se presentan durante la colocación la prótesis de acuerdo a las siguientes etapas controladas: etapa de cicatrización cutánea del día 0 al día 30, etapa preprotésica del día 30 al día 45, etapa de adaptación de la prótesis del día 45 al día 75, etapa de instalación definitiva del día 75 al día 90, renovación cada 5 años.

La fase de cicatrización es indispensable ya que una evolución favorable en la amputación quirúrgica con frecuencia se orienta hacia una prótesis con función estética con función de tipo pasiva, es decir, sin movimiento. Un mes después de la amputación interviene la fase de rehabilitación, en donde se prescribe tres tipos de prótesis que puede ser de tipo provisional, temporal ó Fija.

Las Prótesis fijas funcionan como un implante que se instala mediante procedimientos quirúrgicos y se consideran permanentes e internas, y es recomendable suministrar previamente una prótesis temporal con la que puedan valorarse las dificultades de adaptación. En prótesis provisionales se instala de forma externa con ajuste al muñón caracterizadas como activas con capacidad de agarres complejos. La figura 2.1 muestra el esquema general de protetización.

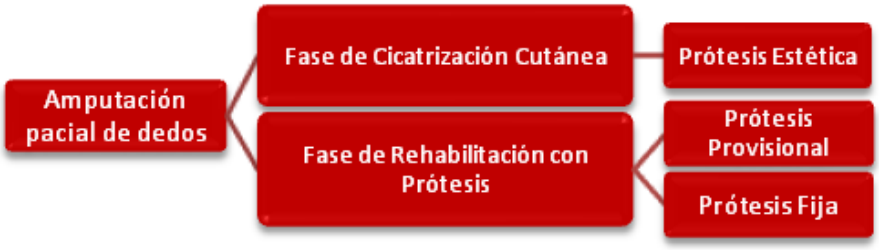


Figura 2.1 Esquema general de protetización.

Estas prótesis activas son las que realizan un movimiento distal, generan fuerzas de presión necesarias para adaptarse a la forma geométrica para poder agarrar o soltar un objeto. Según sea su fuente de energía empleada para la activación del movimiento en prótesis para miembro superior, se distinguen por los siguientes tipos:

- Prótesis Mecánicas o cinemáticas
- Prótesis Mioeléctricas
- Prótesis Híbridas

Las primeras utilizan un movimiento corporal siendo bien utilizadas para amputaciones parciales, las segundas se basan en control eléctrico para amputaciones de miembro superior, mientras que las prótesis híbridas combinan ambos aspectos y se utilizan en las amputaciones por encima del codo, en las que el codo protésico se activa mecánicamente y el dispositivo terminal se activa por medio del control eléctrico (Zambudio, 2009). Considerando lo anterior, es necesario establecer los fundamentos teóricos necesarios para el diseño óptimo de una prótesis funcional.

2.1.1 Anatomía y mecánica del dedo

La mano está compuesta de muchos huesos, músculos y ligamentos diferentes que permiten una gran cantidad de movimientos y destreza. La mano se compone de 27 huesos, divididos en tres grupos: el carpo formado por ocho huesos que forman la muñeca y están conectados a dos huesos del brazo, el cúbito y el radio; los metacarpianos forman la parte media de la mano compuesta por cinco huesos, y catorce falanges; cada dedo se compone de tres falanges (distal, media y proximal); el pulgar tiene sólo dos. En la figura 2.2 se muestra la división de grupos de la mano.

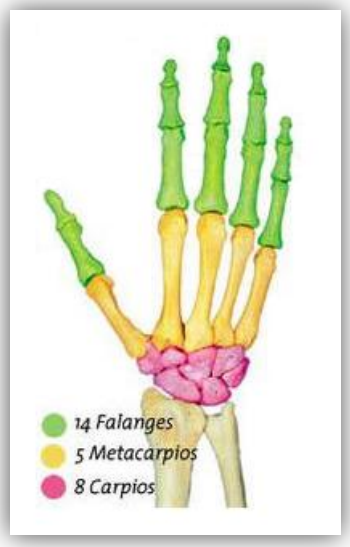


Figura 2.2 Huesos de la mano.

En la mano pueden encontrarse numerosos músculos, ligamentos y vainas. Los músculos son las estructuras que pueden contraerse, permitiendo el movimiento de los huesos del dedo. Los ligamentos son tejidos fibrosos que ayudan a unir las articulaciones de la mano. Las vainas son estructuras tubulares que rodean parte de los dedos.

Para entender los niveles de amputación de los dedos se debe saber que no hay músculos en los dedos. La extensión del dedo es un movimiento complejo en el que participan dos sistemas tendinosos y en el que el extensor común controla la extensión de la articulación metacarpofalángica y marca la pauta de la extensión de las articulaciones interfalángicas. La base de la falange proximal es bicóncava, pero tiene una superficie articular más pequeña que la cabeza del metacarpiano. El área superficial aumenta con la presencia del ligamento palmar inserto en el borde anterior de la superficie articular.

La capsula fibrosa que rodea la articulación es laxa y se inserta más cerca de los bordes articulares de las caras posteriores del hueso que de las anteriores. La capsula se refuerza a cada lado con ligamentos colaterales y es remplazada anteriormente por el ligamento palmar. La capsula esta cubierta por una membrana sinovial que también cubre todas las superficies no articulares permitiendo la libertad de movimiento, sobre todo durante la flexión. Además de los ligamentos colaterales y ligamentos palmar relacionados con cada una de las articulaciones metacarpofalangicas, las cabezas metacarpianas del segundo al quinto están unidas por ligamentos metacarpianos transversos profundos como se mostrados en la figura 2.3.

Los ligamentos colaterales se extienden desde el tubérculo y la depresión adyacente en un lado de la cabeza del metacarpiano hasta la cara palmar del lado de la base de la falange proximal. Son fuertes y tienden a abrirse en abanico al pasar del metacarpiano a la falange. Anteriormente se mezclan con el ligamento palmar, mientras que posteriormente se une a ellos la expansión de los músculos extensores. El ligamento palmar es una lámina fibrocartilaginosa densa firme inserta en el borde anterior de la base de la falange proximal actuando de superficie articular móvil y facilita la flexión de la articulación. Los ligamentos metacarpianos trasversos profundos son una serie de ligamentos cortos que se conectan con los ligamentos palmares de las cuatro articulaciones metacarpofalángicas de los dedos y por consiguiente actúan uniendo las cabezas mediales de los cuatro carpianos y limitan de esta forma su alejamiento.

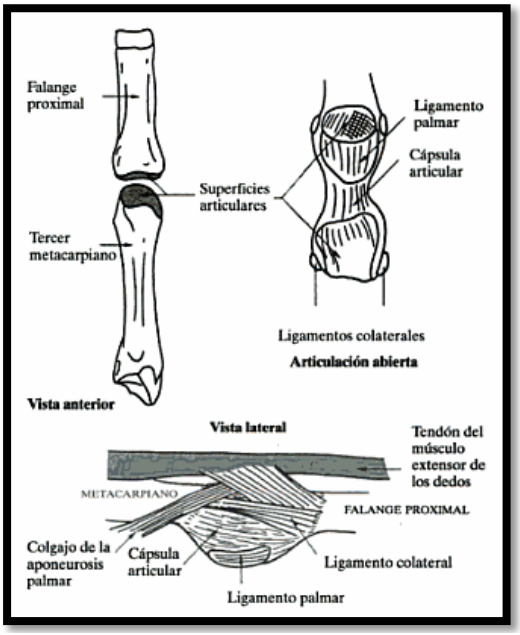


Figura 2.3 Articulares y ligamentos metacarpofalángicos del dedo (Niguel, Derek y Roger, 2000).

La articulación metacarpofalángica presenta dos grados de libertad, que se reflejan en los movimientos de abducción - aducción y los de flexión - extensión. Las articulaciones interfalángicas solo presentan un grado de libertad permitiendo realizar los movimientos de flexión - extensión. La mano humana es una estructura compuesta por un total de 21 grados de libertad (DOF).

2.1.2 Nivel de Amputación

La prescripción de una prótesis requiere de la valoración del nivel o extensión de la amputación, que es considerada una forma de tratamiento para eliminar una patología mediante el corte y separación de una extremidad del cuerpo. En términos generales, y desde el punto de vista funcional, existe una relación entre la opción del tipo de prótesis y el nivel de amputación más distal, ya que si es un dedo, sólo podrá protetizarze si se precisa de tener una buena movilidad articular, una buena alineación de los elementos que la componen con una buena fuerza de presión y apertura que dará como resultado la funcionalidad para una aplicación durante la fase de rehabilitación de forma provisional.

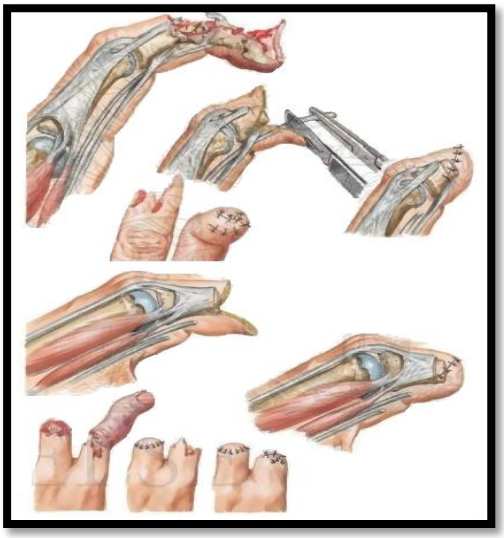


Figura 2.4 Nivel de amputación. (Jennifer, 2007)

En amputaciones que conservan una paleta metacarpiana o carpiana deja la mano del paciente con una aceptable superficie táctil. Normalmente el amputado puede sacar mucho partido a la articulación de muñeca que le permite realizar tareas complejas. La solución funcional varía dependiendo de si se conserva o no el dedo pulgar. Si hay dedo pulgar y se cuenta con parte de las falanges proximales se puede aprovechar estos pequeños muñones para la adaptación de una prótesis mecánica sin provocar alargamiento excesivo antiestético, debido a que en ocasiones se recurre a ampliarlo por encima de la muñeca para lograr sujetar bien la prótesis.

2.2 Estudio del Dedo

Con objeto de determinar las dimensiones y configuraciones geométricas para la prótesis con mecanismos subáctuado multiárticulados se debe considerar la resistencia mecánica de los eslabones, además de los efectos de la forma en una de las piezas sin perder estética y funcionalidad. Durante el desarrollo de productos, existen características importantes que influyen en su diseño, debiendo considerar factores como los siguientes: resistencia mecánica, confiabilidad, costo, forma, tamaño, seguridad, peso, material y método de fabricación.

2.2.1 Fases del diseño

El proceso general para resolver un problema de ingeniería propuesta se desarrolla como a continuación se muestra, destacando seis etapas para la generación del diseño de los componentes subáctuados multiárticulados en la prótesis subáctuada (Roozenburg y Eekels, 1995):

- Análisis
- Síntesis
- Simulación
- Evaluación
- Decisión

La etapa de análisis del problema se dedica esencialmente a la revisión del concepto de especificación en el que destaca como guía en el proceso de diseño y de criterio de evaluación para verificar la bondad de una alternativa. El método utilizado para gestionar adecuadamente la identificación, formulación y ponderación es el QFD. Después en la etapa de síntesis, dado su carácter creativo, estos métodos se centran en el campo de las técnicas de creatividad que se distinguen en tres tipos de métodos en función de su forma de operar: Métodos de asociación, Métodos de confrontación creativa y Métodos analíticos sistemáticos. A partir de esta clasificación existe una amplia selección de métodos para potenciar la creatividad, entre los que se encuentran el brainstorming y diversas variantes (brainwriting, listas de comprobación, SCAMPER, etc.), las analogías, la sinéctica, diversos métodos de pensamiento lateral (estimulos aleatorios, desafio conceptual, solución imposible) el análisis funcional o el AIDA.

En seguida se aborda la etapa de simulación que requiere generar modelos de la solución provisional para verificar su comportamiento en diversos ámbitos. En los modelos geométricos se estudian sus propiedades físicas (peso, dimensiones máximas), los modelos mecánicos validar la resistencia de las piezas bajo ciertas condiciones y a su vez representa de forma virtual la estética final. El objetivo es conocer, antes de fabricar el producto, si responde a lo que las especificaciones exigen para que una propuesta sea una solución al problema de diseño.
Así, se describen algunos modelos tales como el análisis modal de fallos y efectos (AMFE), el análisis por elementos finitos, el uso de prototipos, el diseño para ensamblaje (DFA), el análisis del valor o el uso de modelos ergonómicos.

Por último, se tratan conjuntamente las etapas de evaluación que se distinguen entre métodos cuantitativos y cualitativos para la etapa de decisión (alternativas, consecuencias y objetivos). Algunos de los métodos más usados son la regla de la mayoría, la regla de Copeland, la regla

lexicográfica, el método DATUM de Pugh o la suma ponderada. En la figura 2.5 se muestra el modelo propuesto con enfoque de diseño para la prótesis subáctuada.

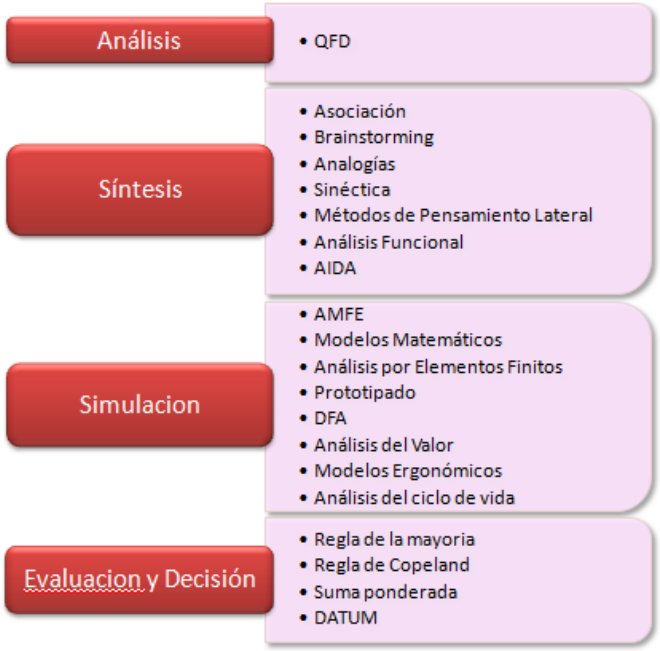


Figura 2.5 Métodos para el proceso de diseño.

2.3 Teorías de falla.

La falla de un elemento se refiere a la perdida de funcionalidad, es decir cuando una pieza deja de ser útil; las pérdidas de funcionalidad se dan por rotura, distorsión permanente o degradación. Esta rotura o la degradación permanente, se deben a que los esfuerzos soportados son mayores que la resistencia del material de fabricación. Dentro de las fases del diseño de elementos mecánicos se plantea la resistencia a las fallas asegurando que los esfuerzos internos no rebasen la resistencia del material, para el caso de materiales dúctiles se estudia la resistencia a la fluencia, ya que una deformación permanente será considerada como falla, ya sea bajo estados de tensión ó compresión. Para determinar qué cantidad de esfuerzo aplicado producirá una falla, se utilizan teorías de falla basadas en la comprobación del esfuerzo actuante contra el resultante aplicado en una prueba uniaxial de tensión o compresión.

2.3.1 Criterio de fluencia de Tresca.

La causa más frecuente de fluencia de un material dúctil tal como el acero es el deslizamiento. La teoría del esfuerzo cortante máximo establece que la fluencia del material comienza cuando el

esfuerzo cortante máximo absoluto en este alcanza el esfuerzo cortante que genera que el mismo material fluya cuando se somete sólo a tensión axial. (Craig, 2007). Si se postula que un material dúctil bajo cualquier estado de esfuerzo cortante en cualquier plano llega al valor de

entonces el criterio de falla se representa con la ecuación (2.1):

(2.1)

donde:

: Esfuerzo de fluencia del material.

: Esfuerzo cortante máximo absoluto.

2.3.2 Teoría de Von Misses-Henky.

Es una de las teorías más convenientes en aplicación de materiales dúctiles suponiendo que la fluencia se presenta cuando la energía asociada con el cambio de forma de un cuerpo bajo carga multiaxial es igual a la energía de distorsión en un espécimen a tensión cuando la fluencia se presenta en el esfuerzo de fluencia uniaxial . Para formular un criterio de falla se debe basar en la distorsión generada por la energía de deformación. La densidad de la energía de deformación en un elemento de volumen del material sometido a los tres esfuerzos principales se determina por medio de la ecuación (2.2):

(2.2)

Para obtener la energía de distorsión por volumen unitario, los esfuerzos ,

y , se sustituyen por , respectivamente en la ecuación (2.3):

(2.3)

2.3.3 Concentración de esfuerzos.

Las piezas que serán sometidas a esfuerzos como se muestra en la figura 2.6, pueden presentar cambios abruptos en la geometría de la pieza presentándose por una concentración de las líneas de esfuerzos en los puntos donde cambia abruptamente la geometría, estos cambios se presentan si existen cambios en la forma y tamaño de las secciones, agujeros, muescas, estrías, raspaduras inclusiones y/o defectos en el material.

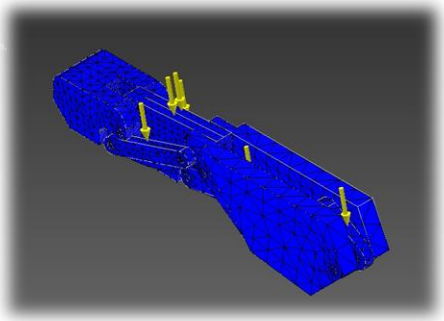


Figura 2.6 Modelo sometido a esfuerzos locales máximos.

La concentración de esfuerzos viene dada por el factor *K* y está definida como la relación del esfuerzo local evaluado por la teoría por la ecuación (2.4). El esfuerzo nominal puede basarse en la sección transversal neta a través de la discontinuidad o de la sección bruta de la pieza ignorando la discontinuidad.

(2.4)

El esfuerzo máximo en la discontinuidad puede determinarse por medición directa de la deformación para el material isotrópico y obedece a la ley de Hooke indicando una relación lineal entre el esfuerzo y la deformación unitaria expresada por la ecuación (2.5).

(2.5)

Es recomendable considerar aplicar un factor de concentración de esfuerzos cuando hay esfuerzos cíclicos en los mecanismos multiárticulados que son sometidos a cambios de esfuerzos, ya que se consideran subáctuados para determinar el tipo de falla que se produce en cada componente.

Con el fin de incrementar la resistencia de las piezas se utilizan las siguientes consideraciones de diseño:

- Uso de materiales homogéneos libres de concentración de tensiones.
- Configuración de eslabones que eviten concentración de esfuerzos sin interferencias mecánicas sin ángulos agudos para ello se debe recalcular puntos de precisión y redimensionar de acuerdo al espesor del material utilizado.
- Mecanizar cuidadosamente la superficie de las piezas eliminando superficies burdas.
- Empleo y uso de software que permitan el estudio de cargas aplicadas bajo periodos cortos de tiempo.

2.4 Diseño con sistemas de alta tecnología

El uso de tecnología CAD/CAM (Computer Aided Desing/ Computer Aided Manufacturing) permite ciclos de producción rápidos y productos elaborados de alta calidad. Estos sistemas aportan durante en desarrollo del diseño conceptual, el modelado, la simulación y proceso de manufactura. En la figura 2.7 se muestra el diagrama de relación entre la fabricación y otras tecnologías.

Figura 2.7 Diagrama de Diseño 3D.

2.4.1 Uso de Programas CAD-CAM

El diseño asistido por computadora (CAD), unido a la fabricación asistida por computadora (CAM), constituyen una vía para incrementar la productividad y eficacia en la Industria Moderna. Pero sólo desde principios de los ochentas se unifican las dos tecnologías. En la industria del láser tanto programas CAD como CAM utilizan cuatro componentes (input, output, técnica de posicionamiento y láser) como vectores de información en aplicaciones como el marcado, corte, soldadura o perforado. El primer componente input genera una base de datos CAD a partir de la información exterior, utilizando para ello potentes programas software de vectores, que reducen

el tiempo y costes asociados a tareas repetitivas del diseño. El sistema output es el segundo componente de la integración del CAD en el CAM para los equipos de trabajo láser, que consiste en un postprocesador el cual actúa como nexo de unión entre los códigos generados por el programa CAD y el lenguaje de trabajo del programa CAM. La técnica de posicionamiento del haz láser incluye mesas de coordenadas, robots o sistemas galvanométricos de espejos deflectores que incluyen una estructura de comandos de vectores del postprocesador para coordinar y sincronizar los movimientos de la herramienta láser. El propio láser constituye el cuarto componente, proporcionando flexibilidad, versatilidad y una vía de trabajo segura para la manufactura y la fabricación. Al mismo tiempo el programa vectorial dirige el ciclo de trabajo regulando con eficacia el uso de la potencia del láser. En el esquema de la figura 2.8 se muestra la incorporación de diseño y manufactura asistida por computadora para fabricación láser y CNC, este sistema ejercerá funciones de cálculo de piezas optimizando el proceso.

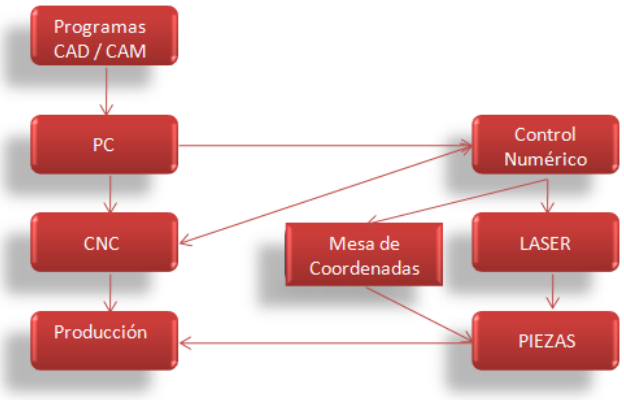


Figura 2.8 Esquema de Fabricación para la Prótesis.

2.5 Manufactura de Alta Tecnología

Esta sección corresponde a la integración de actividades en manufactura de tipo CIM (Computer integrated manufacturing) que requiere el diseño de la prótesis en relación al proceso de manufactura y la posibilidades del equipo, así como del material; basados en aquellos sistemas con capacidad de producción con poco tiempo de demora y una inversión inicial del costo del producto relativamente pequeña. El propósito es optimizar la transición desde las especificaciones de diseño hasta la fabricación de los componentes mecánicos con una adecuada precisión con equipo. La planeación del proceso implica determinar los procesos de manufactura más adecuados, y el orden en el cual deben realizarse para producir cada componente. El plan de proceso se desarrolla dentro de las limitaciones impuestas por el equipo de procesamiento disponible y la capacidad productiva

de la tecnología existente, de acuerdo a esto el estado actual de la clasificación de procesos de manufactura se agrupan en seis aéreas temáticas de acuerdo a la tabla 2.1.

Tabla 2.1 Temáticas de procesos.

Procesos de Manufactura
Procesos de conformación sin eliminación de material
Fundición
Formado en frío y caliente
Metalurgia de polvos
Moldeo de plástico
Procesos de conformación con eliminación de material
Por arranque de viruta
Por abrasión
Métodos de maquinado especial
Procesos de conformado de polímeros y derivados
Plásticos
Materiales compuestos
Procesos de conformación por unión de partes
Por sinterización
Por soldadura
Procesos de medición y verificación dimensional
Tolerancias y ajustes
Medición dimensional
Automatización de los procesos de fabricación y verificación
Control numérico
Robots industriales
Sistemas de fabricación flexible

Los procesos necesarios para la manufactura se pueden delimitar considerablemente mediante la selección del material para la fabricación, el cual es seleccionado con base en requerimientos funcionales, ya que las propiedades del material cambian frente al método de manufactura y tecnología. La mayoría de los procesos tradicionales de maquinado quitan material formando virutas, o lo hacen por abrasión. No obstante, existen numerosos casos en que estos procesos no son satisfactorios o simplemente no son posibles por las siguientes razones:

- El material tiene dureza o resistencia muy elevada, o el mismo es demasiado frágil
- La pieza es demasiado flexible o resulta difícil sujetar las partes
- La forma de la pieza es compleja
- El acabado superficial y la tolerancia dimensional son muy rigurosos
- El aumento de la temperatura y los esfuerzos residuales en la pieza no son deseables ni aceptables.

La selección de los procesos avanzados de maquinado ofrece mayores ventajas técnicas y económicas que los tradicionales, para una aplicación de remoción de material usan desde métodos eléctricos, químicos, térmicos e hidrodinámicos, así como láseres. Las máquinas en que se

efectúan operaciones de remoción de material suelen llamarse máquinas herramientas, su construcción y características influyen mucho sobre la operación de maquinado para producir una variedad de formas y la calidad de la prótesis, acabado superficial y posición dimensional. Siguiendo con la figura 2.9 se describe la mecánica básica de formación de virutas en los procesos de corte. Entre los aspectos más importantes de las operaciones avanzadas de maquinado esta el tipo de herramientas usadas. Una selección incorrecta de herramientas puede tener gran impacto económico sobre la operación.

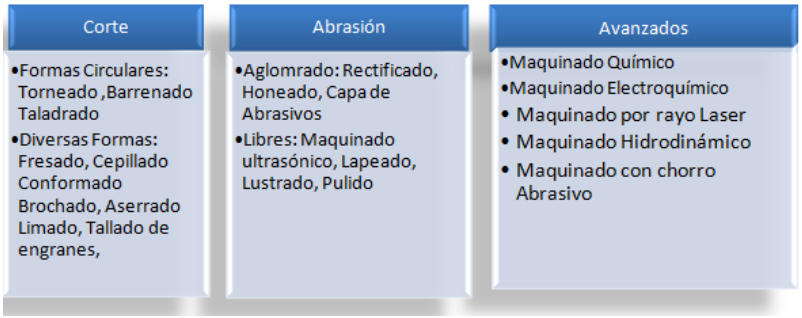


Figura 2.9 Procesos de Remoción de Material.

Para seleccionar los materiales de la prótesis, se consideran las tendencias actuales existentes en la composición química de los elementos que a su vez presentan una gran división a consecuencia de la diversidad de aplicaciones Industriales, el análisis de materiales parte de la clasificación general como muestra en la figura 2.10 para el área de manufactura. Entre las propiedades mecánicas están la resistencia, tenacidad, ductilidad, rigidez, dureza y resistencia a la fatiga, a la cedencia y al impacto. La propiedades físicas incluyen densidad, punto de fusión, calor especifico, conductividad térmica y eléctrica, expansión térmica y propiedades magnéticas. Dentro de las propiedades químicas la manufactura puntualiza la susceptibilidad de los materiales a la oxidación y a la corrosión.

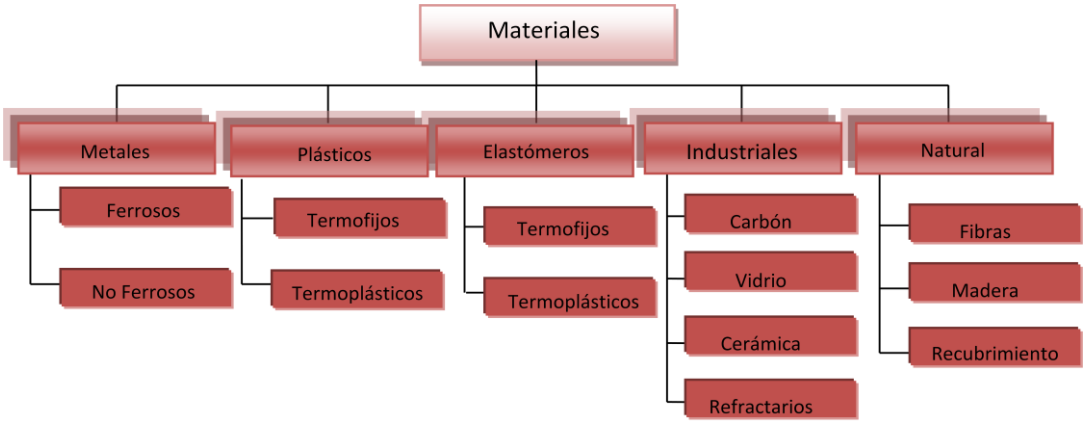


Figura 2.10 Clasificación de materiales.

Las propiedades del diseño y los factores que determina el material hacen posible aplicaciones con láser con propiedades especializadas como son: ópticas, térmicas, eléctricas y mecánicas del propio material. La planeación de manufactura durante el diseño de prótesis reduce el tiempo de desarrollo significativamente, llevando sistemas de tipo avanzado con enfoque a la fabricación de prototipos en forma simultánea para el mejoramiento del diseño, pero el aspecto más importante, es el impacto causado por los costos de producción y en el tiempo de desarrollo de la prótesis.

2.5.1 Teoría Básica del Láser.

El proceso de la emisión láser es un haz de luz colimado de rayos paralelos a partir de un foco luminoso, monocromático de una sola longitud de onda coherente, que emiten los fotones en un rayo estrecho, perfectamente definido. Entre los sistemas láser de gas, el CO_2 es considerado el más eficiente de construcción simple, excelentes para tratar metales, y el más usado para aplicaciones industriales. Aunque en estado sólido reflejan gran parte de la energía de un haz de laser de 10.6 micras de longitud de onda, los metales pasan rápidamente al estado líquido si se les somete a las altas temperaturas que genera un láser enfocado, de gran densidad de potencia. Este cambio de estado se caracteriza por un cambio notable en la capacidad de absorción de energía del metal. Debido a este fenómeno, es posible usar el láser de CO_2, para soldar, para cortar y tratar térmicamente los metales con gran eficiencia y gran versatilidad. La figura 2.11 muestra la reacción de los metales a la energía del láser. Se puede observar que si el punto de fusión es bajo se puede tratar con láser ya que la reflexión de la radiación disminuye con la temperatura del material. La combinación de estos dos fenómenos permite la utilización de láseres de CO_2 para el corte de metales.

Figura 2.11 Reacción de los metales a la energía de un láser de CO2.

Esta capacidad relativa de los metales para absorber energía aumenta al aumentar la temperatura superficial. La grafica de la figura 2.12 ilustra este fenómeno y lo correlaciona con el efecto que produce el aumento de la densidad de potencia del haz por arriba del umbral de 10^7 watts por pulgada cuadrada que hace que los metales se vaporicen y se puedan cortar.

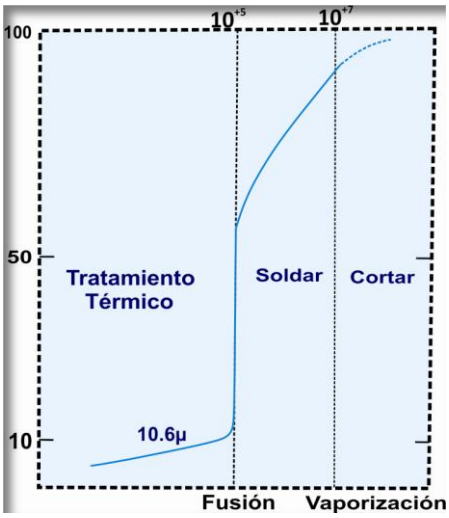


Figura 2.12 Absorción de metales a 10.6 micras según la densidad de potencia.

En el corte de materiales con láser el proceso es por reacción inducido térmicamente en la que la energía del haz de luz focalizado es absorbida por el material que se vaporiza formando así el corte. En éste se aplica un gas como un chorro coaxial. El gas auxiliar puede ser un gas reactivo como el oxigeno a niveles de potencia bajos o un gas inerte como el argón o el nitrógeno a niveles de potencia elevados. El corte con un láser CO_2 se lleva a cabo normalmente en el modo de operación pulsante.

2.5.2 Interacción del Láser con los metales.

La acción del haz láser se divide formalmente en dos procesos sobre los materiales en los que genera efectos térmicos:

- La incidencia del haz en el material y la transferencia de su energía.
- Los efectos que produce en el material este aporte de energía.

Durante la incidencia del haz y su transferencia al material solo una parte de la energía incidente se transmite al interior ya que parte de ella es reflejada por la superficie del material y la otra parte se difunde hacia el interior, siendo absorbida y transformándose en calor mostrada en la figura 2.13.

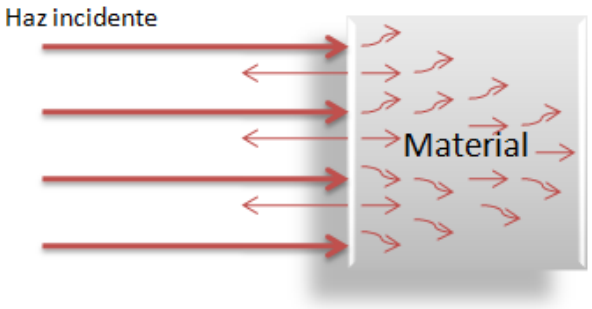


Figura 2.13 Proceso cualitativo de interacción haz-material.

Para una longitud de onda de 10.6 micras, la interacción entre los electrones libres del material y la radiación es la causa de la alta reflectividad y baja absorción que presentan los materiales de elevada conductividad térmica como el oro y la plata. Para el hierro y materiales de conductividad eléctrica media, la reflectividad y absorción tienen valores intermedios. Por el contrario los aislantes como el plástico y la fibra de vidrio tienen una reflectividad mínima con alta absorción, motivo por el cual los aislantes son excelentes candidatos para ser cortados por laser de CO_2. Otro factor a tener en cuenta es la conductividad térmica que permite que la radiación absorbida consiga elevar la temperatura hasta el punto de fusión hasta la vaporización concentrando en la zona de trabajo el calor suministrado. En la tabla 1.3 se presentan una lista con los valores de conductividad térmica de algunos materiales en donde la Plata, cobre, oro y aluminio muestran los valores más altos lo dificulta tratarlos con láser.

Tabla 2.2 Valores de conductividad térmica de temperatura ambiente a fusión.

Material	Conductividad Térmica (J/cm s °C)
Plata	4.29
Cobre	3.65
Oro	3.15
Aluminio	2.26
Hierro	0.50
Plomo	0.33
Titanio	0.19
Acero Inoxidable	0.15
Vidrio	0.086
Fibra de Vidrio	0.005

La ventaja del empleo del láser para cortar metales es que produce una hendidura de corte muy angosta y a grandes velocidades, con una zona mínima afectada por el calor que no requiere de maquinado para limpiar la superficies de borde. El corte característico producido por un láser es de 1.016 mm en materiales hasta de 9.525 mm de espesor.

2.5.3 Mecanismo de corte.

En la técnica de corte mediante láser la extracción del material se realiza por evaporación del mismo a lo largo de toda la zona de corte. El calor necesario para conseguir esta evaporación viene proporcionado por un sistema constituido por la fuente del haz láser y la boquilla, que incorpora la óptica de focalización y permite el flujo del gas de aporte, este conjunto es acoplado a un sistema mecánico que permite el movimiento relativo entre el haz y la pieza a cortar. La transmisión de calor al material se realiza mediante la focalización del haz sobre la superficie, elevando la temperatura hasta el punto de ebullición y con la consiguiente evaporación. La temperatura de la zona adyacente es algo inferior con lo que solo se produce la fusión del material. El flujo de gas coaxial contribuye a las siguientes funciones: expulsión del material al incidir sobre la superficie de corte a presión, potencia el corte por oxidación en los metales y protege la óptica de la incidencia de partículas procedentes de la zona de corte.

El haz focalizado y la corriente de gas de aporte inciden sobre la cara superior de la superficie a cortar. Parte del haz es reflejado y parte absorbido. Esta fracción de energía absorbida provoca un aumento de la temperatura, evaporando una zona del material e iniciando así el corte. En ese momento el calor se propaga profundamente hasta atravesar el material. El cilindro de material evaporado constituye el frente de erosión. En el que se forma una capa fina de material fundido separando la zona de corte del bloque sólido, como se observa en la figura 2.14 este frente avanza siguiendo el movimiento trazando la línea de corte.

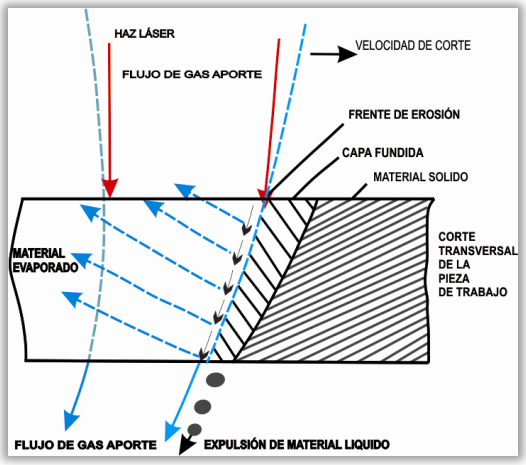


Figura 2.14 Geometría del proceso de corte.

La densidad de energía en la zona de corte es del orden de 10^8 W/cm^2 aproximadamente. La longitud focal del lente a utilizar depende del espesor del material. En el caso de materiales de

poco espesor del orden de 1 o 2 mm, la eliminación del material por evaporación domina debido a la alta temperatura producida. A medida que aumenta el espesor de la pieza la contribución de la eliminación de material en forma líquida crece en comparación con la evaporación porque la temperatura de la capa fundida disminuye.

2.5.4 Corte de Metal

El problema ya conocido de la alta reflexión de las superficies metálicas a la radiación de 10 micras en láseres de CO_2 requiere de altas densidades de potencia que repercuten en le rendimiento del proceso con la aparición de estrías. La irregularidad aumenta con el espesor por lo que se obtienen mejor calidad en laminas delegadas, sin embargo, comparado con otras técnicas de corte el láser es mucho más eficaz que el corte con arco de plasma o con oxiacetiléno. En la figura 2.15 se muestran las características cualitativas de los tres tipos de corte con gas combustible que compiten a nivel industrial por la mejor calidad.

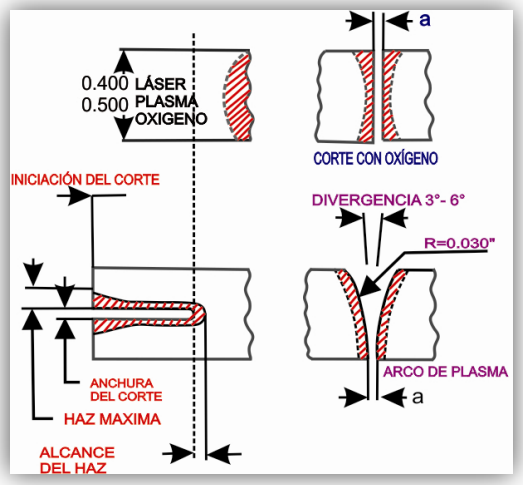


Figura 2.15 Comparación de las Técnicas de Corte

En relación a la velocidad de corte, el espesor depende del tipo de material y se selecciona en relación a los estándares del tipo de material; para ello se establecieron tres variaciones de materiales:

- Acero Inoxidable
- Aceros Comunes al carbón (aleaciones bajas)
- Titanio y sus aleaciones

El acero al carbono permite ser cortado con laser CO2 con espesores de 15 mm, obteniendo cortes con anchuras de 0.1 y 0.3mm, la zona afectada es mínima, especialmente en aceros dulces y aceros

con bajo contenido de carbono. El corte resultante es ángulos rectos y baja rugosidad. La presencia de fosforo y azufre en la composición de acero dulce origina a veces el oscurecimiento del corte por su combustión. Si el porcentaje de carbono es elevado se obtienen mejores calidades de corte, pero la zona térmica afectada es más ancha. En acero inoxidable se obtienen buenas velocidades de corte pero inferiores al acero al carbón debido a que no reacciona tanto con el oxigeno. El titanio absorbe la mayor parte de la radiación con lo cual es un buen candidato para ser cortado en laser CO2. En la gráfica de la figura 2.16 se representan las velocidades de corte de los aceros candidatos.

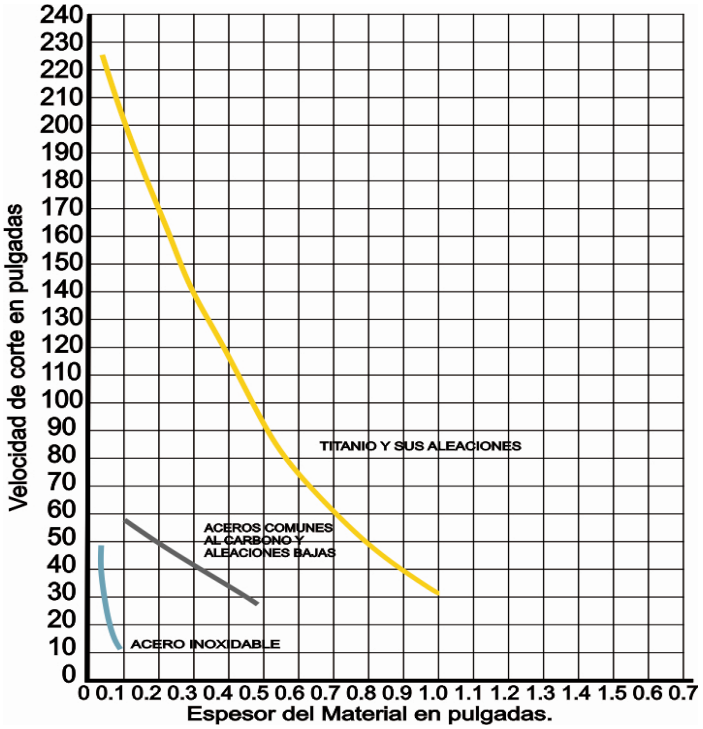


Figura 2.16 Velocidades de corte de los aceros candidatos.

2.5.5 Economía del laser

Los aspectos económicos de la operación de un láser deben ser investigados antes de emprender un proyecto. Los costos representativos que se indican aquí se refieren a una máquina Hankwang/FV06 de la figura 2.17. En esta sección se presentan los puntos más relevantes de los costos de operación del láser.

Figura 2.17 Laser Hankwang/FV06 empleado para mecanizar.

El sistema al que se refiere el análisis consiste en un laser de CO_2 de 2000 watts. Los costos totales por hora indican que los servicios públicos no son un factor de peso en el análisis de costos.

En este modelo para el Nitrógeno, la máxima presión utilizada es de 26 bar y con un rango de flujos de 6.0 a 42.0 cfm que va a depender si corta acero inoxidable grueso, delgado o aluminio. El costo por metro cúbico es aproximado de $2 dólares x m^3. En promedio se calculó una carga en el minibulk de 600 m^3 por semana, pero con variación de consumo en un total de 2 días dependiendo del los factores comentados.

Con Oxígeno, la máxima presión es de 12bar y los flujos varían de 1.2 a 14.1 cfm, de igual manera depende del tipo de requerimientos del cliente. El costo por m^3 es aproximado es de 12.80 dólares y el minibulk se llena con 1000 m^3 de O_2 y en promedio de cargas cada 2 meses.

La presión que mantiene la mezcla es de 50 PSI y el flujo 0.018 cfm. Cada cilindro contiene 6m^3 y el precio de cada recarga del cilindro es como de 209.00 dólares (ninguno de estos precios incluye IVA). Las potencias consumidas por cada elemento dado en sus máximas potencias son:

-Máquina y laser: 80 Kilo Volt Amperes (200 AMP)
-Chiller: 25 Kilo Volt Amperes (65 AMP)
-Colector de polvos: 20 Kilo Volt Amperes (50 AMP)

Se utiliza agua destilada y al llenar el tanque se mezcla con un 70% de agua y 30% de etilenglicol. El tanque es de 70 Ga y se hacen cambios en el chiller cada 6 meses aproximadamente.

Cualquier sistema que no tenga recirculación de gas tendrá costos cuatro o cinco veces mayores que los obtenidos aquí; sin olvidar las unidades producidas las cuales presentan otra variación debido a las condiciones de cada corte, es por eso que el costo de operaciones se calcula por hora. En producciones de lotes grandes y complejos el costo para el cliente puede variar de $100 USD x hora si se corta con oxígeno y $130 USD x hora con nitrógeno.

Tabla 2.3 Costos totales por hora

Gas	2.8 pies cúbicos/hora	A 0.17 dólares/pie cubico= 0.48 dólares
Electricidad	12 kilowatts horas	A 0.3 dólares/ kilowatt= 0.36 dólares
Agua	200 a 400 galones por hora	A 0.08 dólares/ hora=0.08 dólares

Los costos de mano de obra varían por diferentes ciudades y de una a otra fábrica. Tomaremos el costo promedio correspondiente a una persona de capacidad media que dedica a esta máquina las tres cuartas partes de su tiempo. Como la máquina exige una preparación mínima y se alimenta y descarga automáticamente, no se necesitan dos operadores de tiempo completo.

Tabla 2.4 Cálculo aproximado para Mano de obra.

Salario de ¾ de hora	5.00 dólares
Utilidades 40%	2.00 dólares
Costos Indirectos 200%	10.00 dólares
Total	17.00 dólares

La máquina más económica cuesta aproximadamente 250,000 dólares, se calculan 10,000 dólares para la instalación de los servicios, capacitación y costo por la ineficiencia inicial. Considerando una depreciación lineal en 5 años, el costo anual será de 260,000 dólares divididos entre 10, o sea 26,000 dólares. Si la máquina se va usar en dos turnos 4,000 horas por año, el costo del equipo es de 6.5 dólares por hora. El costo total calculado por hora de operaciones será el que se muestra en la tabla 2.5.

Tabla 2.5 Costo Total por Hora de Operación.

Servicios	00.92 dólares
Mano de Obra	17.00 dólares
Equipo	06.50 dólares
Total	24.42 dólares

El análisis y la cotización indican que los sistemas láser pueden competir económicamente con los métodos actuales de producción. Aparte del análisis, los eslabones pueden estar hechos de un acero más costoso y adquirir mayor dureza. El cambio de material puede influir también en las operaciones previas de maquinado, porque el láser trabaja más fácilmente con materiales de menor contenido de carbono. La ventaja principal es el alto aprovechamiento del material y una reducida zona afectada por el calor.

2.6 Sumario.

El desarrollo de este capítulo se abordan temas relacionados al proceso de protetización dirigido a la restauración cosmética del miembro superior, la anatomía funcional de los dedos de la mano, la naturaleza del movimiento biomecánica durante la manipulación y ejecución de agarres, antropometría y trayectoria del dedo.

La tecnología protésica orienta las necesidades del paciente permitiéndole a la prótesis ser clasificada como provisional externa y ser desarrolla con la finalidad de restaurar las funciones haciendo uso de mecanismos subáctuado multiárticulados e instalarse después de la etapa postoperatoria que puede variara según los estudios para la tecnología protésica hasta 30 días, posteriormente se requiere valorar el nivel de amputación que permita al candidato su uso.

Durante las fases de diseño se propone la optimización del desempeño funcional, forma geométrica y manufactura a través de sistemas de alta tecnología. Las propiedades buscadas del diseño determinan factores posibles a la aplicación de láser causando impacto en los costos y tiempo de desarrollo de la prótesis.

En el siguiente capítulo se presenta el diseño conceptual generada de la información de los capítulos anteriores de acuerdo a los requerimientos que arrojan estudios del modelo F16 a través de metodologías del diseño que evalúan y depuran característica de calidad.

2.7 Referencias

Capuz, Salvador y Gomez, Tomás. Ingenieria del ciclo de vida para el desarrollo de productos sostenibles. Ecodiseño, 2002

Craig, R.,. *Mecánica de Materiales.* Patria, 2007.

Hankwang, System Operating Manual FL 2500, 2010.

Jennifer, A. *Musculoskeletal.* Nordin, 2007.

Lesko, Jim Diseño Industrial: Guía de materiales y procesos de manufactura, México, Limusa Wiley, 2008

L. Bachs, J. Cuesta, N. Careles. Aplicaciones Industriales del láser. Marcombo. España, 1988.

Niguel Palastanga, Derek Field, y Roger, Soames. *Anatomía y movimiento humano: Estructura y Funcionamiento.* Barcelona: Paidotribo, 2000.

Roozenburg, N., y Eekels, J. *Product Desing: Fundamentals and Methods.* 1995.

Samuel L. Marshal. Láser: Tecnología y Aplicaciones. Barcelona. Reverte 1972.

Zambudio, Ramón. *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas.* España: Elsevier, 2009.

3

DISEÑO CONCEPTUAL DE MECANISMOS SUBÁCTUADOS PARA PRÓTESIS DIGITAL

En este capítulo se presenta la construcción del modelo funcional considerando el planteamiento del problema, utilizando métodos de análisis funcional en cada requerimiento y generar a través de ello modelos que serán evaluados a detalle considerando el tipo de manufactura y el cumplimiento de los objetivos generados a través de la metodología para el prototipo digital.

3. Diseño Conceptual

3.1 Introducción.

La importancia de la calidad en la industria y la supervivencia en el mercado de cualquier producto radica en su capacidad de dar servicio de modo que el usuario perciba que sus necesidades son satisfechas adecuadamente. Dentro de los factores importantes a considerar en el presente trabajo es el desarrollo tecnológico y la posible optimización de las funciones requeridas que se integran durante el proceso de diseño permitiendo mejoras desde el inicio y una notable evolución para el modo de fabricación. En la tabla 3.1 se abordan factores que se desean optimizar y los productos que se desean alcanzar.

Tabla 3.1 Factores de Optimización y Productos

Factor	Producto
Precisión en el diseño de eslabones	Configuración geométrica y dimensiones Ampliación en trayectoria para mejorar la flexión
Posibilidad de Intercambio	Extensión para la falange proximal Simplicidad para el ensamble y ajuste de pernos
Bases en el Diseño	Simulación con Software de Diseño Consideración en la resistencia mecánica
Manufactura para la prótesis	Cambio de espesor y tipo de material Mecanización con alta tecnología Láser y CNC.

3.1.1 Formulación del Problema

El desarrollo de este trabajo pretende optimizar un prototipo para prótesis de dedo multiárticulado con mecanismos subáctuados que aumente la flexión con mejorando las características de diseño mecánico, pero que reduzca el peso y tiempo de fabricación, a menor costo ,garantizando suplir la necesidad de un paciente con amputación a nivel distal. El diseño del mecanismo de cuatro barras dado es derivado del proyecto de investigación robótica y microtecnologías aplicadas para el desarrollo de prótesis e implantes con tecnología nacional SEP / CONACYT 2005-49701

Para lograr una nueva configuración geométrica, el proceso de diseño se debe representar el producto como una “caja negra” que convierta el planteamiento anterior en una relación de entradas y salidas como se muestra en la figura 3.1

Figura 3.1 Relación Funcional para la solución de problema.

3.1.2 Análisis del Problema

Para el desarrollo de un modelo óptimo el sistema mecánico para la prótesis de dedo incluye tres módulos que pretenden suplir las funciones de flexión y extensión capaz de generar agarres de tipo circular y puntual. El primer prototipo F14 se manufacturo utilizando proceso de alta tecnología láser para comprobar el proceso seleccionado; el material que se eligió para este prototipo fue el Acero al Carbón calibre 14 equivalente a un espesor de 1.882mm con un peso por hoja de acuerdo a las especificaciones del distribuidor es de 15.135 Kg/m^2, ocasionado que de acuerdo a la geometría de cada pieza presente mayor peso del deseado. En el ensamble se observo juego en los pernos ya que para este material las perforaciones se limitan a 1.5 mm. El modelo se muestra en la figura 3.2. La producción del primer modelo permite determinar una gran cantidad de características de diseño no consideradas en límites mecánicos de flexión angular máxima y mínima. La información generada sobre el Modelo F14 plantea reducir dimensiones que contribuirán notablemente en aspectos estéticos, de peso y costo.

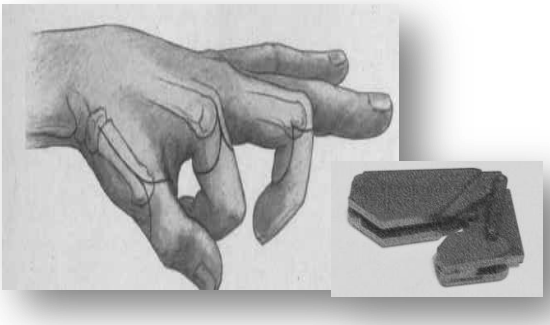


Figura 3.2 Primer Modelo Manufacturado F14.

El nuevo modelo se debe analizar mediante ADAMS® y se evalúa en fases de ciclos considerando los que causan mayor impacto en el mecanismo multiárticulado subáctuado y aumentar la resistencia.

3.2 Especificaciones de Parámetros de Diseño

Las especificaciones o requerimientos de Diseño sirven de síntesis para toda la información recogida del desarrollo de la prótesis, que a su vez se estudio y trabajo durante la fase de análisis del problema. El objetivo es la definición de un perfil del proyecto, es decir, un conjunto de restricciones que permite definir y limitar el campo de soluciones el campo de las soluciones que se plantean tras la fase de análisis de la información que arroja el primer modelo F14. Como se indica en la figura 3.3, el nuevo diseño posee la siguiente interfaz Producto-Entorno.

Figura 3.3 La especificaciones Producto – Entorno.

Al definir la prótesis se limita el tipo de usuario una vez revisada la infraestructura actual de la tecnología considerando los factores del entorno que influyen sobre sus características, la forma del diseño y fabricación, lo que permite una restructuración de la representación precisa de los requerimientos. De acuerdo a las necesidades de pacientes con amputación quirúrgica posoperatoria se condiciona a su uso durante las etapas indicadas en la Tabla 3.2, permitiendo delimitar la segmentación funcional con una prospectiva Biomecánica de tipo provisional Activa.

Tabla 3.2 Especificaciones del tipo Usuario segmentada

Usuario	Segmentación
Pacientes con amputación quirúrgica media-proximal que muestren evolución favorable durante la etapa de cicatrización cutánea de 30 días aproximadamente.	Sexo Indistinto Edad: 18-35años Tipo de Prótesis: Provisional Activa . Etapas: Preprotésica del día 30 al día 45 Etapa de adaptación de la prótesis del día 45 al día 75 Etapa de instalación definitiva del día 75 al día 90
Ortopedistas Fisiatras Fisioterapeutas Psicología	Personal de Hospitales Centros Ortopédicos Rehabilitación Clínicas

3.2.1 Especificaciones para la Prótesis Multiárticulada con mecanismos subáctuados.

El desarrollo y en general el ciclo de vida completo de la prótesis está dirigida por el conjunto de especificaciones las cuales podrían afectar el desarrollo del nuevo diseño, razón por la cual se evalúan durante las fases del proyecto. Con este proceso no solo se obtuvo el conocimiento que

asegura la satisfacción del usuario, sino también las virtudes del proceso, de las máquinas y permite controlar el avance del diseño, el presupuesto, así como los recursos y calidad de la manufactura para la producción; logrando disponer de una lista de demandas estructuradas como indica la Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Requerimientos de Calidad Deseables y Obligatorios

Prótesis Multiárticulada F16 Basada en Mecanismos Subáctuados		Origen	Tipo
Requerimientos de Calidad			
Desempeño Funcional	Número de grados de libertad: 2 GLD.	Interno	Obligatorio
	Tipo de Transmisión: Eslabones Subáctuados.	Interno	Obligatorio
	Fuerza de presión: 40 N .	Interno	Obligatorio
	Tiempo mínimo de cierre: 6 s.	Interno	Obligatorio
	Restablecer las capacidades de agarre: cilíndrica y puntual.	Usuario	Deseable
	Rediseño en la sección media que reduzca concentración de esfuerzos	Interno	Obligatorio
	Rango de flexión en las Articulaciones del dedo: 0°-90°	Interno	Obligatorio
Atributos	Dimensiones antropométricas al usuario.	Usuario	Deseable
	Forma geométrica sin bordes pronunciados	Usuario	Deseable
	Tipo de Actuación: Muñón (Falange Proximal).	Usuario	Deseable
	Estética agradable y ergonómica.	Interno	Obligatorio
	Peso de la estructura del dedo: 100 gr.	Usuario	Deseable
	Fácil de colocar y quitar.	Usuario	Deseable
Vida de Servicio			
Ciclos prolongados de operación sometidos a cargas en eslabones y pernos.		Interno	Obligatorio
Mínimo Mantenimiento y alineación de piezas.		Usuario	Deseable
Materiales de alta resistentes al uso y la corrosión.		Usuario	Deseable
Piezas de ensamble estandarizadas reemplazables.		Interno	Obligatorio
Bajo tiempo de Manufactura con sistemas de alta calidad tecnológica.		Interno	Obligatorio
Coste			
El Costo de Venta debe ser inferior a $10, 000 dls.		Usuario	Deseable

La etapa anterior permite evaluar y depurar características mediante una matriz con Características de Calidad, el cual representa los atributos que el diseño debe tener para lograr la satisfacción del usuario y la capacidad de competencia para alcanzar las metas como se muestra en la Tabla 3.4 para plan de calidad. La Matriz está constituida por vectores que apoyan su análisis, el cruce de información de estos vectores establece el grado de influencia de las características de satisfacción en cada requerimiento, mediante la asignación de símbolos y valores, con la siguiente escala: Fuerte, Regular y Nula.

Se puede evaluar que la característica de diseño de mayor nivel es el costo de Fabricación y se relaciona con tres características que causan impacto por su alto valor Relativo y Absoluto calculado, las cuales fueron:

- Materiales.
- Forma Geométrica.
- Manufactura con Sistemas de Alta Calidad.

El objetivo es incidir directamente en la optimización de estos elementos y por lo tanto, el mayor esfuerzo para enfocar las mejoras de la prótesis debe estar direccionado hacia la satisfacción de los requerimientos con los valores más altos, en donde la competencia está por debajo de la relación entre la demanda y el parámetro.

Tabla 3.4 Matriz de Plan de Calidad

		Grado de Importancia	Desempeño Funcional	Transmisión subactuada	Rango de Flexión	Trayectoria Cilíndrica y Puntual	Fuerza de Presión	Atributos	Materiales	Forma Geométrica	Manufactura con Sistemas de	Ciclos de Operación	Evaluación Competitiva Externa	Modelo F16	Competidor
Orientación.				1	2	3	4		5	6	7	8			
Desempeño Funcional															
Actuación Falangial	1	2		●	▼	▼	○		▼		●			●	●
Dimensión Antropométrica	2	5		▼	●	▼			○	●	▼			●	●
Capacidades de Agarre	3	4			○	●	▼		○					●	○
Fuerza de Agarre	4	6			▼		●		○	○	○			○	○
Atributos															
Peso	5	3							●	○	▼	○		●	●
Durabilidad	6	7								●				●	○
Costo de Fabricación	7	1							○	○	●	▼		●	▼
Peso Absoluto (wj)	1			2	3	2	3		6	7	5	1		95	90
Peso Relativo (Wj%)	2			4	12	4	12		18	32	16	2			
Especificaciones				40N	90°	98° 115°	40N		2	+90°	2	100			

Correlación	
Fuerte	●
Moderada	○
Baja	▼

En la sección inferior de la matriz se presentan las especificaciones con los valores meta de las unidades de medida del modelo F16 que satisfacen con la optimización del nuevo modelo, y por ende puede llegar a lograr mayor aceptación en los usuarios de prótesis provisionales activas. Se consideraron dos tipos materiales para la manufactura acero al carbón y acero inoxidable por la compatibilidad con sistemas de Alta Tecnología como es el láser y el CNC.

3.3 Cinemática y Dinámica del dedo

El objetivo de la cinemática es el estudio analítico de la geometría, posición y movimiento de los cuerpos rígidos con respecto a un sistema de referencia coordenado, considerando que los elementos mecánicos son modelados como una cadena articulada en lazo abierto conectado en serie por articulaciones de revolución sin considerar las fuerzas y momentos que lo producen. Se plantea el método Denavit y Hartenberg para describir y representar la geometría espacial de los elementos del dedo Índice respecto a un sistema fijo de referencia hasta la Falange Distal, asemejando la yema de los dedos como se muestra en la figura 3.4.

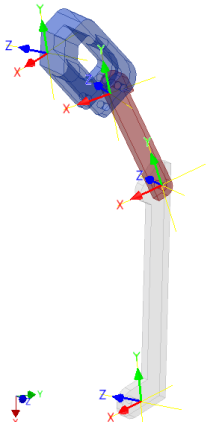


Figura 3.4 Representación Cinemática del dedo.

La tabla 3.5 representa una relación entre las variables espaciales ligadas a las articulación como coordenadas articulares y las variables que proporcionan la posición y la orientación del extremo, las cuales corresponden a las coordenadas operacionales.

Tabla 3.5 Parámetros D-H

Eslabón	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	L_1	0°	0	θ_1
2	L_2	0°	0	θ_2
3	L_3	0°	0	θ_3

La matriz de transformación homogénea para el dedo Índice esta dado por la siguiente ecuación:

(2.6)

Donde representa la matriz de transformación del eslabón al .

(2.7)

3.4 Establecimiento de la Estructura Geométrica Funcional del Dedo.

Para el diseño del modelo F14 se consideran las tres falanges del dedo índice, que constituyen una cadena cinemática abierta de 2 GLD, en donde los eslabones simulan las articulaciones, las cuales le permiten realizar los movimientos de flexión y extensión. La primera articulación corresponde a la unión interfalangeal-proximal, y la segunda a la interfalangeal-media del dedo según la figura 3.5.

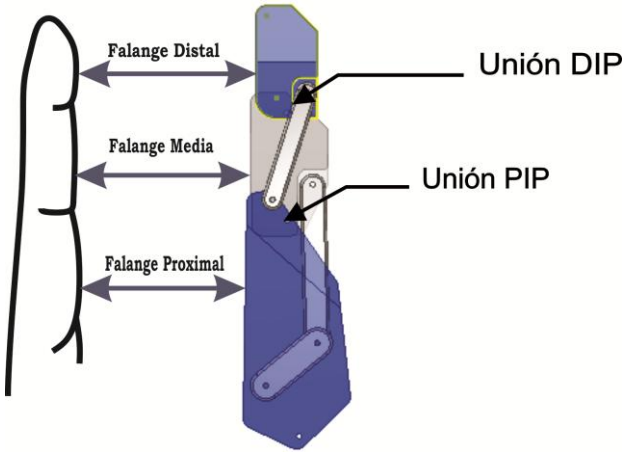


Figura 3.5 Esquema general de la articulación.

La relación de los parámetros definidos se comportan como un sistema en el que diferentes elementos interaccionan. El movimiento de flexión de la unión en flexión y extensión de la falange distal va desde los 60° a 70° (DIP) y en la sección media (PIP) desde los 100° a los 110°. En El caso particular del dedo índice puede incrementar su rango de movimiento angular en la flexión debido al espacio generado por los metacarpianos. Durante el movimiento de flexión, la unión PIP alcanza los 90° y es frenado por contacto mecánico que actúa como límite en la sección Distal.

El movimiento de extensión está limitado por la dimensión natural de los eslabones. En la figura 3.6 muestra el rango de movimiento en flexión y extensión del modelo F14.

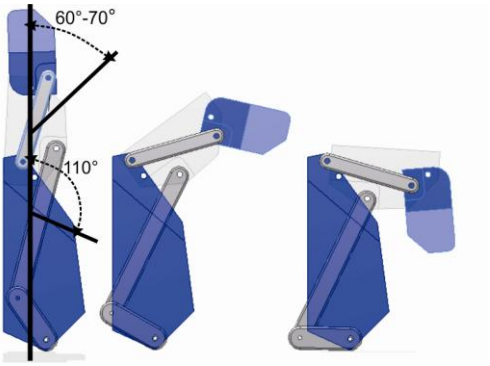


Figura 3.6 Rangos de flexión y extensión modelo F16

El aumento de manipulación de la prótesis se ve afectado por el volumen y en consecuencia el aumento de peso, hecho que contradice las demandas de peso menor a los 100 gr.

En la figura 3.7 se muestra el modelo F14; a partir del cual se inicia la búsqueda de formas geométricas compactas sin bordes de 90°, con apariencia más elegante reduciendo el peso de cada pieza, capaz de obtener una mayor flexión del dedo.

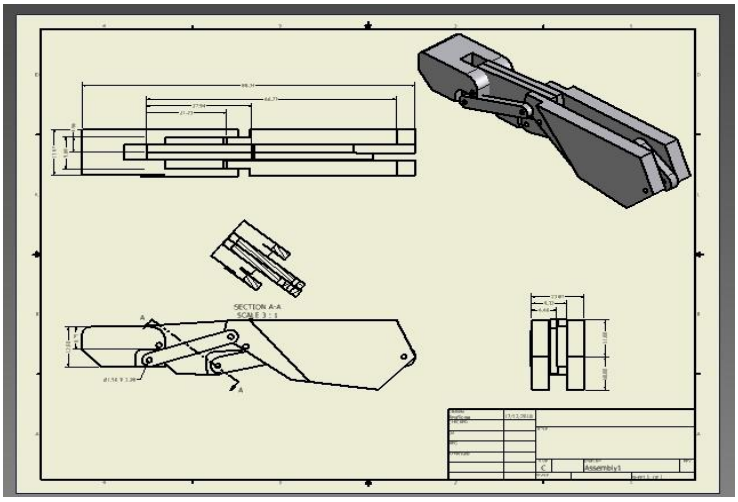


Figura 3.7 Forma geométrica inicial del diseño conceptual.

Es de gran importancia concentrar las propuestas en una serie de requerimientos generales que optimicen generar conceptos que den solución al diseño como son:

- Dimensión
- Trayectoria
- Fuerza y Velocidad
- Tipos de Materiales

El estudio del Modelo F14 permite el establecer otros requerimientos funcionales con necesidades concretas en cada elemento que debe cumplir por parte del diseño, las prioridades, su clasificación y cuantificación, que serán fronteras que delimitan el desarrollo del proyecto.

A partir de los diseños conceptuales y formas preliminares se trabajaron las geometrías mediante el empleo de un software de diseño asistido por computadora (CAD), considerando las dimensiones antropométricas, limites mecánicos y la interacción con las demás piezas. Estos conceptos probaron en la simulación definir mejores tolerancias geométricas y ajustes que reducen vibración de ensamble en los componentes. En la figura 3.8 se muestran cinco modelos conceptualizados en piezas para la Falange Proximal, y se determina que la modelo 6) se acerca a las especificaciones de la casa de Calidad. La principal ventaja es que permite reducir el tamaño, peso e inercia del dedo. Se deben superar los inconvenientes relacionados durante el movimiento angular de eslabones, como vibraciones, interferencias mecánicas y ajustes de tolerancias debido a que será sometido a simulaciones a altas velocidades.

Figura 3.8 Conceptos propuestos para la Falange Proximal.

Los modelos conceptualizados para la falange media guarda las proporciones que hacen referencia el modelo F14 estándar pero con modificaciones para permitir la generación del movimiento asociado al muñón. El movimiento para la falange media debe aumentar la rotación relativa de los demás elementos, así como el soportar cargas y movimientos cíclicos.

En la figura 3.9 se muestran los modelos conceptualizados en piezas para la Falange Media, y se determina que la modelo 3) se acerca a las especificaciones de la casa de Calidad.

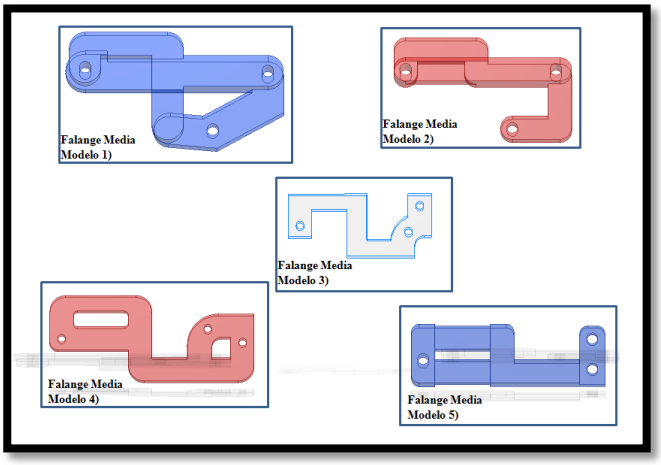


Figura 3.9 Conceptos propuestos para la Falange Proximal.

Las ventajas principales del modelo no es su considerable reducción de tamaño, peso e inercia del dedo, sino que aumenta el ángulo de giro relativo libre de interferencias y vibraciones ente eslabones durante la simulación en condiciones normales.

En los modelos para la falange distal no se generan conceptos, ya no se altera su forma geométrica, pero se consigue reducir el volumen guardando proporciones más estéticas como se muestra en la figura 3.10.

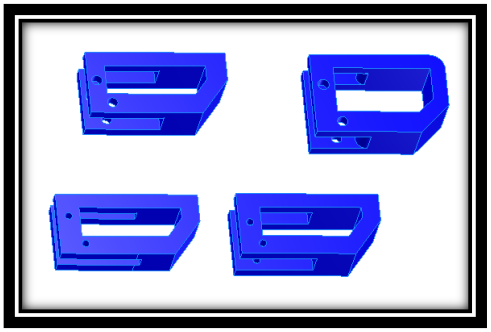


Figura 3.10 Evolución generada en la Falange Distal.

Con base a la generación de conceptos se logran diversas configuraciones entre los elementos Distales, Medias y Proximales acorde con el cumplimiento establecido por la casa de calidad generando los modelos presentados en la figura 3.11. Los materiales propuestos para la manufactura de los prototipos permiten el desempeño esperado compatible frente a cargas cíclicas; con el principio de reducir el peso para disminuir la fuerza necesaria del muñón para generar el movimiento y reducir la inercia de los eslabones.

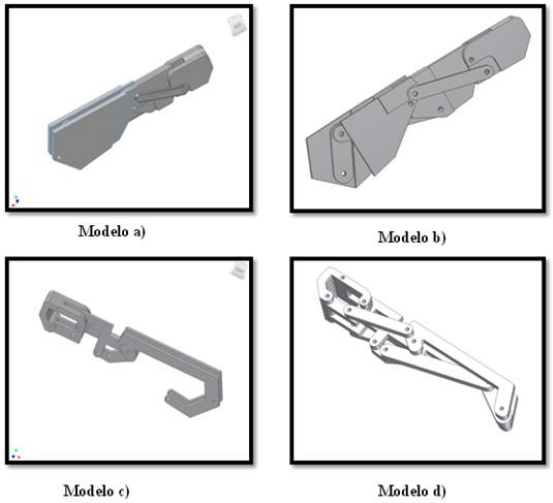


Figura 3.11 Generación de modelos.

3.4.1 Selección de Material para los Elementos.

La selección del material se define teniendo en cuenta la forma, el tamaño y el peso de piezas a manufacturar con la compatibilidad del proceso de corte vía láser; considerando que el factor peso evita sobre esfuerzos en el muñón no se debe perder la rigidez de los mecanismos, ni la resistencia a la fatiga del material. De los materiales predominantes como el acero al carbón material utilizado para la manufactura del modelo F16 debido a su bajo costo con espesor 1.882 mm, se cambiara de acuerdo al estudio comparativo pero el acero inoxidable de espesor 1.519 mm de mayor costo pero de bajo peso demostrando en la Tabla 3.6 características mecánicas que optimizan la manufactura y cumplen con los requerimientos de la casa de la calidad.

Tabla 3.6 Característica comparativas de Material.

CARACTERIZTICAS DE MATERIALES	
Acero al Carbón	**Acero Inoxidable**
Espesores comercial: 1.882mm Densidad: 8040,6 kg/cm3 Módulo de Elasticidad: 207 GPa	Espesor comercial: 1.519 mm Densidad: 7.90 g/cm3 Módulo de Elasticidad: 200 GPa
Ductilidad excelente Soladable Resistencia a la tracción Resistencia a ala fatiga Peso Medio SAE 1022	Resistencia a la corrosión Resistencia la oxidación Bajo peso Transferencia de calor 18-8 Resistencia a la fatiga 10 millones de ciclos. Soladable

Según las especificaciones anteriores, se considera que el acero inoxidable presenta alta resistencia a la fatiga de hasta 10 millones de ciclos, alta resistencia a la tracción y una transferencia de calor de 18-8, lo que permite seleccionar un espesor menor de 1.882 mm para el corte por láser hasta de 0.9 mm con buen acabado, por lo que el desarrollo del nuevo modelo permite fabricar piezas con elevada resistencia y baja densidad.

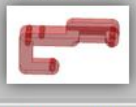
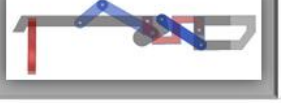
3.5 Búsqueda de Soluciones.

Las diferentes funciones que conformarán la prótesis plantearán buscar la mejor manera de cumplir la función principal buscando posibles soluciones. Los planteamientos beberán cumplir con el mayor número de características establecida en la casa de la calidad por el modelo F16.

3.5.1 Análisis de las Combinaciones de Soluciones.

A continuacion se presenta el desarrollo de la materiz morfologiaca, donde se plantean posibles soluciones a las piezas del mecanismo subactuado multiarticulado. De las posibles soluciones encontradas en la matriz morfológica se realiza una evaluación objetiva y se depura el número de posibles soluciones, para proceder a generar cinco modelos que se considera cumplen con la función total, las cuales se muestran en la tabla 3.7.

Tabla 3.7 Matriz Morfologica de modelos.

Matriz Morfológica				
Modelo 1	Ensamble 1A	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal
Modelo 2	Ensamble 2A	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal
Modelo 3	Ensamble 3A	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal
Modelo 4	Ensamble 4A	Falange Proximal	Falange Media 	Falange Distal
Modelo 5	Ensamble 5A 	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal

Las soluciones son evaluadas desde el punto de vista tecnico y economico, basado en una clalificacion cuantitativa que dara como resultado un diseño optimo. Los parametros de calificacion se definen por un valor porcentual sobre el cumplimiento de la funcion total (F) y el porcentaje de cumplimiento de cada parametro sobre cada funcion (Fi).

3.5.2 Fase de Decisión.

Un paso crucial a lo largo del camino del diseño conceptual hacia el diseño a detalle se basa en pruebas con prototipado y la comprobación de conceptos, esto es el establecimiento de métodos formales para determinar si se puede esperar o no que el concepto considerado satisfaga los requerimientos de diseño, demostrando que el diseño puede ser modificado para realizar las funciones en condiciones preespecificadas y determinar su aceptación o rechazo.

La estructura cuenta con tres eslabones que representan cada una de las falanges del dedo índice. Las necesidades de la entrada de un grado de libertad definen completamente la forma y trayectoria del dedo, sin embargo, hay una limitación de agarre al manipular objetos de dimensiones pequeñas cuando se utiliza eslabones intermedios con rangos de movimiento cortos en ángulos descendentes, esto quiere decir que, cuando cualquiera de las falanges del dedo se encuentra con el objeto a sujetar, la flexión en las uniones de los mecanismos del dedo se detienen, perdiendo capacidades en puntos de presión con la presencia de formas geométricas muy irregulares ó figuras geométricas pequeñas. Por ejemplo, si el dedo prototipo realiza un agarre para un objeto de forma irregular, de tal manera quela falange proximal entra en contacto en primer lugar, el movimiento se detendrá y la trayectoria no será completada. Las falanges media y distal del que el dedo se detendrán en el espacio. Este tipo de comprensión se ve poco natural. Para obtener una apariencia más natural, se elige el diseño con falanges que aumenten la flexión y lograr un enrolle alrededor del objeto que se muestran en la figura 3.12.

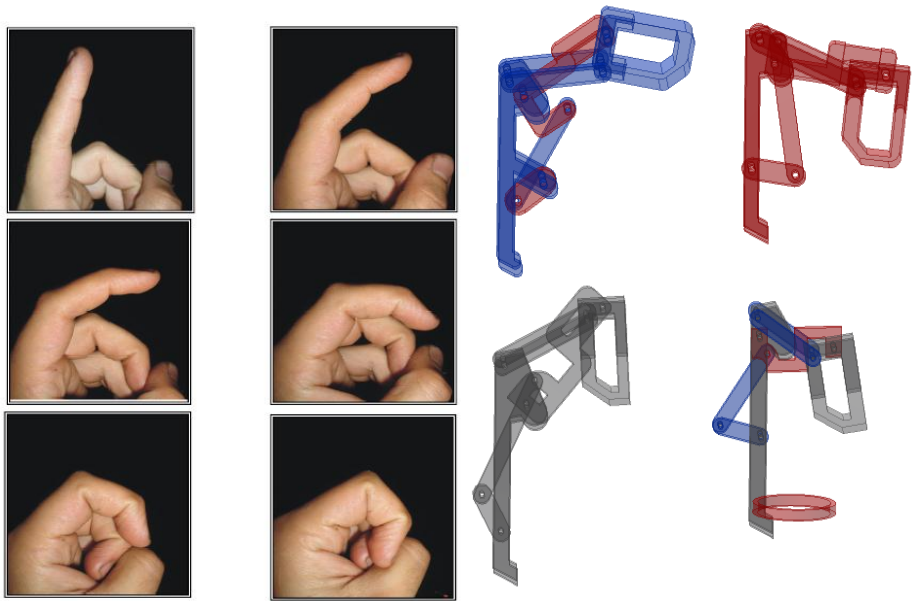


Figura 3.12 Generación de Alternativas.

3.6 Sumario.

La casa de la calidad se construye tomando los puntos más importantes de cada paso desarrollado del QFD, arrojando como resultado una dirección en busca de la mejora, esto es, la viabilidad del producto en cuanto a diseño y satisfacción hacia el cliente. Este gráfico de la calidad es muy fácil de entender y de relacionar que se pretende conseguir, asimismo permite identificar en qué punto es necesario hacer correcciones y aportar mejoras a la planeación del producto. Esto abre paso de continuar con la construcción del modelo funcional, analizando cada requerimiento, generando conceptos y evaluando estos con detalle.

El desarrollo de prototipos puede elevar el costo, modificar el tamaño, y aumentar el riesgo de fracaso funcional; en lugar de esto, se recurre a la simulación para el entendiendo de las condiciones en las que opera para que los resultados sean útiles. Estrechamente relacionado con la simulación, el análisis por computadora presupone el desarrollo de un modelo basado en ecuaciones pertinentes y aplicaciones de varias técnicas basadas en disciplinas analíticas, las cuales adquieren mayor importancia conforme se avanza hacia el diseño a detalle.

3.7 Referencias

Akao, Y.; Despliegue de la funcion de calidad: Integacion de las necesidades del usuario en el diseño del Producto

Area de Proyectos de Ingenieria. Universidad de La Roja. Evaluacion de Costesen el Proyecto/Producto. Documento de Trabajo.

B. Massa, S. Roccella, M.C. Carrozza, P. Dario. Desing and Development Underactuated Hand. International Conference on Robotics & Automation. Washinggton DC. 2002.

Erdman. Arthur, Sandor, George. Diseño de mecanismos, análisis y síntesis. Tercera edición. Ed. Pearson Educación. México. Ano 1997. 646 p. ISBN: 0-13-267782-2.

Matthew J. Desing and Analysis of a Robotic Hand for use as a Prosthetic Divice. 2006

Monica Garcia. Fundamentos del Diseño en la Ingenieria. Universidad Politecnica de Valencia. 2009.

Rodriguez. Alberto. Artefactos, diseño conceptual. Ed. Fondo editorial. Universidad EAFIT. Colombia. Año 2003. 198 p. ISBN: 958-8173-31-0

Distribuidora de Acero y Metales. Clasificacion de Aceros Inoxidables. [En línea] Visitada 2011.

Ulrich, K. T. y Eppinger, S.D. Product desing and development. Ed. McGrawHill.Irwin. 2004

4

DISEÑO PARA LA MANUFACTURA DEL MECANISMO UTILIZANDO TECNOLOGÍA LÁSER

En este capítulo se realizan estudios que pretenden mejorar y optimizar el modelo mecánico del dedo índice F16, su funcionamiento es analizado y validado utilizando programas como Inventor®, MCS ADAMS® y ANSYS Workbench® por medio de los cuales será posible la fase de manufactura y desarrollo experimental de esta investigación.

4. Diseño para la Manufactura del Mecanismo

En la actualidad, todas las actividades de cualquier ámbito industrial se realizan a través de Software tipo CAD / CAM. Los programas de simulación utilizados permiten obtener soluciones rápidas y efectivas a diferentes problemas de diseño plateados. Su gran ventaja radica en la obtención de datos fiables que permitan experimentar simulaciones de la prótesis a diseñar sin necesidad de construir tantos prototipos para llegar a la solución física real.

Los programas empleados para la realización de este proyecto son los siguientes:

Inventor® 2010:

Programa de diseño por computadora (CAD). Se trata de la versión 2010 con capacidad para el diseño 3D que permiten validar la forma, el ajuste y la función del diseño, simulación de movimiento del mecanismo y análisis de elemento finito tanto en piezas como ensamblaje, intercambio de datos AEC e incluye convertidores a otros CAD como Catia®, Pro-E®, Solid Works®, etc.

MSC ADAMS®:

Programa de análisis dinámico de mecanismos compuesto de varios módulos que permiten hacer simulaciones del funcionamiento por medio de animaciones, realizar análisis de desplazamientos, vibraciones, análisis de esfuerzos, etc.

ProDesing®:

Es un software CNC tipo OEM (Fabricantes de Equipo Original) especialmente concebido para controlar la programación de máquinas de corte por láser. Conjuga perfectamente la tecnología máquina con las necesidades de programación y gestión del cliente, es decir que ofrece un nesting de piezas y la completa capacidad del CAD, permitiendo diseñar piezas y cambiar la geometría de estas, genera el corte en modo manual ó automático, calcula el tiempo y el costo del corte para cualquier pieza o una hoja entera, considerando la longitud del corte, marcas de referencia, el costo del material, el factor costo por hora de la máquina, número de perforaciones y los costos consumibles basados en los datos de la máquina. Disminuye los remanentes de material y coloca

en un paquete de inventario aquellos materiales que puedan ser utilizados, para ser llamados posteriormente para su uso. Puede importar archivos desde los sistemas CAD más utilizados en el mercado, tales como DXF, DWG e IGES.

En la figura 4.1 se muestra la secuencia de trazado y acomodo de las piezas a cortar para el prototipado F16.

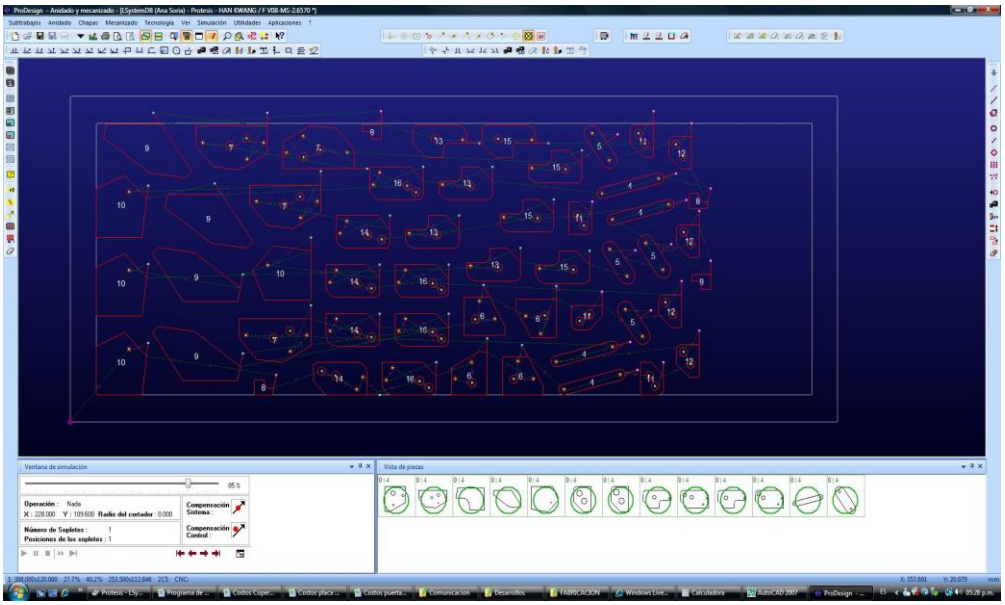


Figura 4.1 Software CNC OEM corte de piezas prototipo F16.

4.1 Modelado del dedo Índice.

Se utilizo el programa MSC ADAMS View® para generar simulaciones en tres dimensiones de los mecanismos. Su mayor virtud es, una vez simulado el modelo, la obtención directa de resultados fiables, por lo que ha sido el programa fundamental para la obtención de datos, gráficas y tablas que se exponen el proyecto.

Después de analizar los datos proporcionados por los proyectos estudiados en Matlab, así como su fabricación de dos prototipos con el objetivo de probar el material, capacidad de corte del láser, ensamble por soldadura y tolerancias mecánicas, tipo de perno, espacio para el muñón, capacidad de agarre en objetos pequeños, peso del prototipo y fuerza necesaria para generar movimiento muñón-mecanismos.

El proceso fundamental para la realización para el prototipo es importar de Inventor® a Adams®. Para ello se utiliza el modelo generado F14 simplificado en el que se han suprimido la geometría

compleja para evitar sobrecarga del programa. Esto se ha podido realizar dado que Adams es un programa que estudia el comportamiento del solido rígido y no tiene en cuenta ni las deformaciones ni el contacto entre los diferentes componentes quedando como se muestra en la figura 4.2.

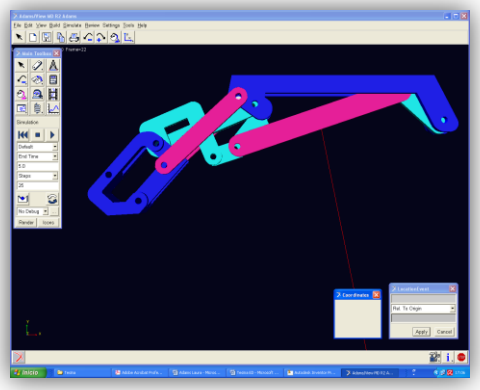


Figura 4.2 Simplificación del Prototipo F14

A través de este análisis se pretende mejorar y optimizar el modelo F14 evitando interferencias entre eslabones, mejorar las uniones del mecanismo y asegurar las funciones de la casa de la calidad.

Las iteraciones del software ADAMS® ayudaron a optimizar en relación con el material y la forma, creando buena estabilidad en la trayectoria dinámica. Esto no fue una tarea fácil debido al número de variables, y las interrelaciones entre los parámetros, manteniendo el compromiso entre el grosor del dedo (medido desde el parte superior de un dedo de la parte inferior) y la eficiencia mecánica el dedo. Se obtuvieron los puntos de presión generados por una la fuerza de entrada en el eslabón Proximal y salida en la punta de Falange distal como se muestra la figura 4.3.

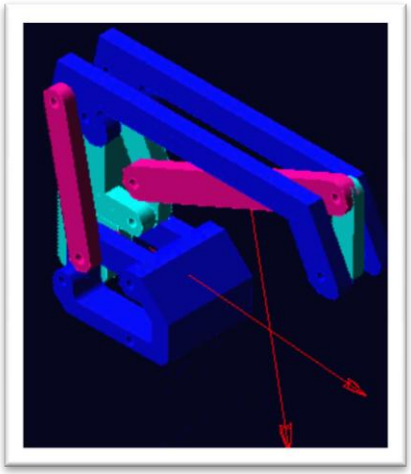


Figura 4.3 Estudio fuerza de presión dinámico.

Como resultado se sabe que el tipo de material mejora la eficiencia mecánica pero sin ser suficiente. Se encontró que la trayectoria no era completada por la Falange Distal y debía ser considerada el factor de cambio más importante, esto permite visualizar modificar la falange media del dedo, haciéndola más corta antropométricamente de lo normal. Sin embargo, este acortamiento de la falange media ayudo aumentando la eficiencia mecánica, aligerando el peso. El análisis con el modelo F14 puso de manifiesto la amplitud y la dirección de las fuerzas que cada eslabón sería sometido durante agarre. Otro compromiso tuvo que hacerse entre la trayectoria en la falange distal y el tamaño de enlace dedo.

El cálculo de las características fue el logro del modelo informático son los siguientes:

• La fuerza en la punta del dedo rectificación dedo (dedo índice):73.7 N.

• La fuerza de agarre: 220 N (fuerza de agarre palmar), 124 N (aprieta el agarre).

• El tiempo de apertura total a la flexión total es de 1,5 s.

• Mecanismo de masa (calculada a partir del sistema Pro / Engineer) es de alrededor de 200 gr, en acero al Carbón.

4.2 Análisis por elementos finitos.

Los programas de AEF (Análisis por elementos finitos), permiten obtener soluciones aproximadas de problemas que sean susceptibles de ser representados por un sistema de ecuaciones diferenciales. En Ingeniería, la mayoría de los procesos actuales están definidos de dicha forma, por lo que estos programas permiten obtener productos de calidad superior a un menor costo, o para mejorar procesos existentes, o estudiar el fallo de un componente estructural o un equipo.

Si se utiliza un programa de AEF se puede ayudar a reducir el tiempo total de desarrollo de un producto, en este caso se aplicará para desarrollar un prototipo biomecánico de una Prótesis Multiárticulada Subáctuada, para la reducción del número de ciclos prototipo-pruebas-ensayos-evaluación, comprobar si el ensamble perno-mecanismo podría soportar estas fuerzas de tensión, rediseño de la geometría, ya que ANSYS Workbench®, trabaja con ensambles de bloques discretos o elementos, lo que reduce al mínimo las dimensiones del dedo y maximiza la eficiencia mecánica del dedo.

4.2.1 Modelado ANSYS®.

En la actualidad existen numerosos programas de análisis por elementos finitos, tales como ABAQUS®, COSMOS®, PATRAN®, NASTRAN®, STRUDL®, CAEPIPE®, etc.; de entre todos ellos se ha elegido ANSYS por tratarse de una herramienta versátil de análisis por elementos finitos, teniendo en cuanta la relación entre la calidad del producto y su costo.

En el curso de Simulación de Elementos Mecánicos se desarrollaron diversos análisis que permite el método, se hará especial hincapié en los aspectos vinculados a la asignatura, es decir:

- Modelado de Sólidos
- Discretización
- Deformaciones y Desplazamientos
- Trabajo y Energía
- Relaciones Tensión - Deformación
- Análisis Modal

El programa ANSYS®, incluye muchas capacidades generales, tales como funciones de preprocesador para generar un modelo, soluciones, postprocesador, gráficos, modelado paramétrico y utilidades para que el programa sea fácil de usar. En resumen es un programa especializado y permite satisfacer muchas necesidades complejas de diseño y análisis. La versión utilizada de ANSYS® será la 12.0.

4.2.2. El Método de Elementos Finitos.

La transformación de un sistema de ingeniería (con infinitas incógnitas) a un modelo de elementos finitos es la idealización matemática de un sistema cuyo comportamiento deberá ser intuido, ya que de otro modo la modelización puede ser muy laboriosa o imposible, por lo que se requiere de un conocimiento profundo del MEF. El término elemento finito resume el concepto básico del método: la transformación de un sistema físico, con un número infinito de incógnitas, a un sistema con un número finito de incógnitas relacionadas entre sí por elementos de un tamaño finito.

Un nodo es una localización en el espacio de un punto en el que se considera que existen ciertos grados de libertad (desplazamientos, potenciales, etc.) y acciones (fuerzas, condiciones de frontera, etc.) del sistema físico.

Un elemento es una representación matemática matricial, denominada matriz de rigidez, de la interacción entre los grados de libertad de un conjunto de nodos. Los elementos pueden ser puntuales, lineales, superficiales y volumétricos en espacios bidimensionales y tridimensionales. Cada nodo tiene ciertos GDL's que caracterizan la respuesta del campo, es decir las ecuaciones diferenciales que representan el problema a resolver. En un sistema estructural el conjunto de grados de libertad incluye tres traslaciones y tres rotaciones, la información pasa de un elemento a otro por nodos comunes. Los GDL en un nodo dependen de los elementos que conectan en dicho nodo.

Las condiciones de frontera estructurales incluyen:

- Restricciones en los desplazamientos
- Fuerzas aplicadas en los nodos
- Presiones sobre elementos
- Cargas volumétricas o de inercia

4.2.3 Metodología de trabajo en ANSYS®.

Fase de Pre-Proceso

Está definida de manera simple como la fase o etapa donde se procede a la construcción del modelo a analizar. Se divide de la siguiente manera: selección del tipo o tipos de elemento, propiedades geométricas, propiedades de los materiales de construcción, modelación o generación del modelo, mallado del modelo y aplicación de condiciones iniciales de análisis. En esta fase es donde, a partir del modelo geométrico, se crean los elementos con sus respectivos nodos. En estos nodos se establecen las ecuaciones y con el posterior ensamble de todos los elementos se construye la matriz de rigidez global.

Fase de Solución

Fase en la cual se aplican las cargas que afectan al modelo. Para la solución del análisis se lleva a cabo la resolución del set de ecuaciones algebraicas lineales o no-lineales simultáneamente para obtener los resultados nodales.

Fase de Post-Proceso

Está establecida como la etapa o fase en donde se evalúa la respuesta encontrada en la etapa de solución.

Se realizo un primer análisis en el ANSYS® embebido en Inventor sometido a cargas dinámicas teniendo en cuenta el movimiento de la trayectoria que realiza, de manera que se pueda apreciar las reacciones en los puntos de contacto entre los diferentes elementos que conforman la prótesis. En la figura 4.4 esta presentada la simulación del mecanismo dinámico mallado con la aplicación de cargas directas en los eslabones, generando esfuerzos bajos, lo que indica que cuando esté en movimiento bajo la carga no tendrán consecuencia alguna cuando los mecanismos subáctuados multiárticulados ejecuten la trayectoria.

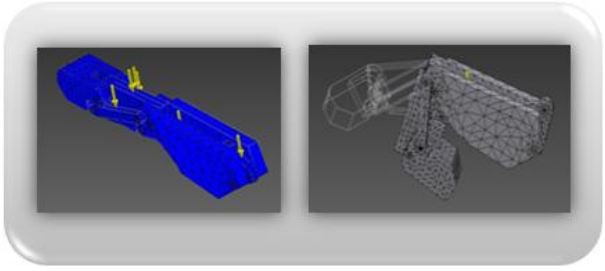


Figura 4.4 Análisis de cargas Dinámicas.

Los resultado de la simulación mostraron que a menudo, que la zona de aéreas mas problemáticas destacadas en los modelos se ubica alrededor las juntas de pasador.

4.3 Simulación del Modelo

Para la realización de la simulación del mecanismo multiárticulado subáctuado médiate elementos finitos es necesario conocer la geometría y las cargas que aparecen en el mecanismo. Debido a que el sistema está en movimiento aparecerán cargas dinámicas debido a los eslabones en movimiento que Ansys se consideran despreciables debido a que solo se permiten simular sistemas estáticos o cuasi-estáticos. Este problema se solucionará utilizando ANSYS Workbench®, de esta forma el archivo es transferido de Inventor a ANSYS Workbench®, en formato ".iges". De esta forma la simulación tendrá en cuenta las cargas dinámicas. En la figura 4.5 se muestra la importación del archivo simplificado del modelo a simular de acuerdo a los requerimientos de ANSYS Workbench®.

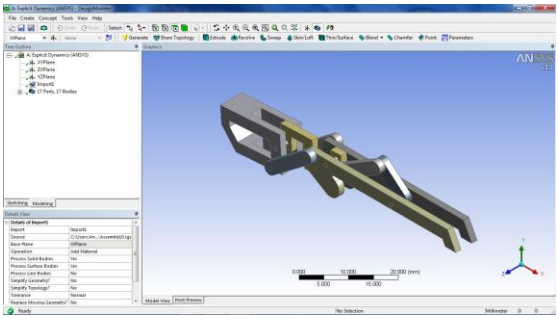


Figura 4.5 Modelo Simplificado de acuerdo a los requerimientos del Programa en .iges.

El siguiente paso requiere de una definición completa de la geometría, así como el tipo de elemento que compondrá en el mallado a través de especificaciones como:

- Propiedades de Frontera
- Condiciones y restricciones de Desplazamiento
- Fuerzas y momentos a las que esté sometido

Es importante resaltar que es necesario mallar el modelo, lo que permite detectar que tenga solución. Después de diversas iteraciones del tipo de mallado se detecto que las falanges debían cambiar su forma geométrica debido a que el mallado se concentraba de forma irregular en las zonas de ángulos menores a 45° con posibles concentraciones de esfuerzos, lo cual conlleva a un rediseño de la prótesis para mejorar y optimizar las capacidades de movimiento.

Una vez que el mallado es correcto se debe restringir el modelo en su movimiento en al menos un punto para prevenir para prevenir un movimiento de cuerpo rígido. En la figura 4.6 se muestra el modelo no simplificado mallado.

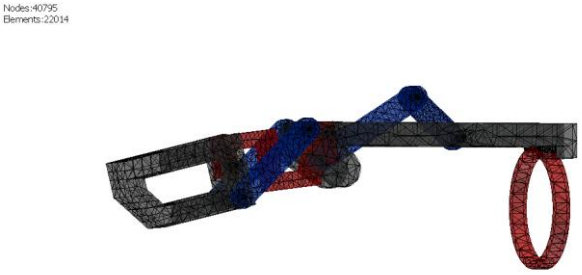


Figura 4.6 Modelo mallado.

Cada eslabón y cada perno ha sido modelado como un volumen separado para permitir que interactúen entre sí. Se establecieron pares de contacto entre los eslabones que se hallan próximos para que ANSYS Workbench® tome en cuenta el contacto entre los mismos y evite que produzcan

efectos indeseados. En la figura 4.7 se presentan las condiciones necesarias para la simulación del mecanismo.

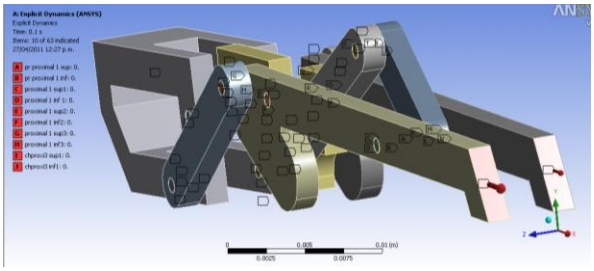


Figura 4.7 Condiciones de frontera en los mecanismos.

Lo primero que hay que tener en cuenta es que no se debe aplicar la fuerza de gravedad, ya que las fuerzas calculadas en Adams ya tienen este factor en cuenta. Se fija la Falange Proximal en todos sus grados de libertad para mantener la ubicación de los demás eslabones. En el primer análisis se realiza con una solicitud de carga de 0.1 N aplicado en la punta izquierda del distal, aplicada en un tiempo de 0.1 segundos.

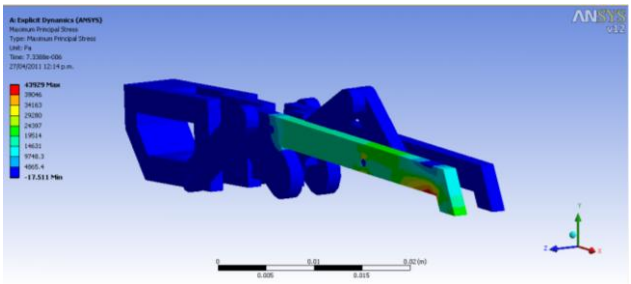


Figura 4.8 Análisis 1 aplicando una carga de 0.1N.

Factor de seguridad: como el acero tiene un límite de proporcionalidad de 250 MPa y el elemento está soportando 43.9 KPa a tensión, el factor de seguridad resultante para la carga aplicada (0.1 N) es de:

$$\frac{}{}$$

Puede observarse que el factor de seguridad es demasiado alto debido a la magnitud tan pequeña de la carga aplicada.

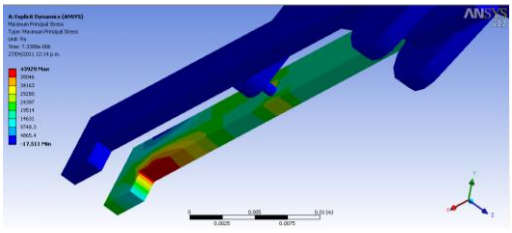


Figura 4.9 Vista de concentración de Esfuerzos en la Falange Proximal.

Condiciones de Frontera Análisis 2

Carga aplicada en ambas Falanges con valor de 100 N, se observan pocas deformaciones ubicadas en la Falange Proximal demostrando que los eslabones y pernos se mantienen estables sin cambios de deformación debido al cambio de material del mecanismo con acero inoxidable y teniendo en cuenta la disminución del espesor de los eslabones, así como la estandarización del tipo de perno de acero. En la figura 4.10 se observan los esfuerzos principales en estado de compresión en la Falange Proximal.

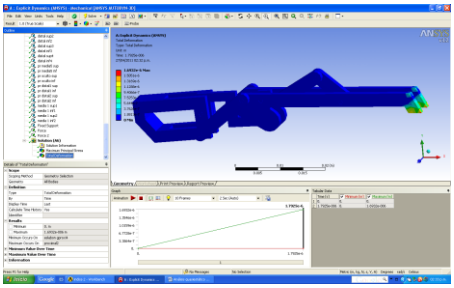


Figura 4.10 Deformación en la Falange Proximal Bajo Cargas de 10N

En la figura 4.11 se muestra un análisis bajo las mismas condiciones pero aplicando cargas de 100 N en donde el esfuerzo se transmite y distribuye a lo largo del mecanismo pero produciendo gran tensión en la falange proximal, aun así permite soportar las cargas aplicadas dada la resistencia del material.

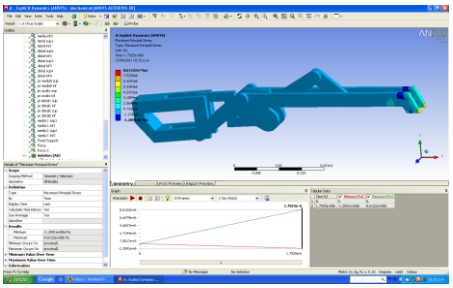


Figura 4.11 Deformación en la Falange Proximal Bajo Cargas de 100N.

4.4 Manufactura de prototipos.

A continuación se presentan los prototipos manufacturados con tecnología láser, en los cuales se hace visible las modificaciones que han sufrido los prototipos, optimizando sus funciones. Primero se trata con las piezas sin ensamblar, en los cuales se presentan en diferentes tipos de material, reduciendo peso en el conjunto. En la figura 4.12 se muestran las piezas obtenidas del corte con tecnología láser con acero al carbón y acero inoxidable con tiempo de corte aproximado de 6 minutos para cuatro ejemplares de dedo Índice.

Figura 4.12 Tecnología Láser.

Para contrastar la optimización que se realiza a través de los estudios en MSC ADAMS View® y ANSYS Workbench®, se presenta la evolución de los modelos que demuestran las mejoras introducidas en el diseño. Los prototipos que se presentan en la figura 4.13 permiten realizar pruebas de fabricación y movimiento en las falanges una vez ensambladas. Es importante resaltar que con estos prototipos se puede tener mediciones reales para establecer especificaciones y mejorar los resultados obtenidos, como es el caso de la especificación de capacidad de carga, a partir de un peso establecido de 100 gr para el dedo índice. En la figura 4.13 se muestra la evolución de los prototipos manufacturados, indicando los datos de desarrollado obtenido a lo largo del proyecto.

Figura 4.13 Prototipos Manufacturados para disposición de pruebas.

El plano del prototipo se encuentra en los Anexos, así como las especificaciones del proveedor de material para el acero Inoxidable.

5

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5. Conclusiones Generales y Trabajos Futuros

5.1 Conclusiones

Al inicio se contemplan requerimientos que se van estableciendo en el modelo que dan una aproximación al diseño a detalle para dar resultados numéricos estáticos, cinemáticos, dinámicos y la aplicación del análisis de elementos finitos para el mecanismo; esto permitió optimizar y simplificar cálculos fijando elementos de resistencia a fallas, la fuerza de la gravedad, la dinámica de la unidad y la geometría del modelo.

Cabe destacar que el diseño y la manufactura para la prótesis pasa por diferentes etapas que integran el conocimiento técnico, teórico y práctico que permiten definir las limitaciones y alcances del diseño, así como los procesos existentes para su manufactura, y por ende mejorar aún más su elaboración garantizando la fiabilidad del modelo y una vida útil prolongada. Sin embargo, es posible obtener propiedades que rigen a un mecanismo en la realidad a través de la manufactura de un prototipos. La validez de estos resultados habían verificar los experimentos con el prototipo y aplicación de la prótesis en pacientes.

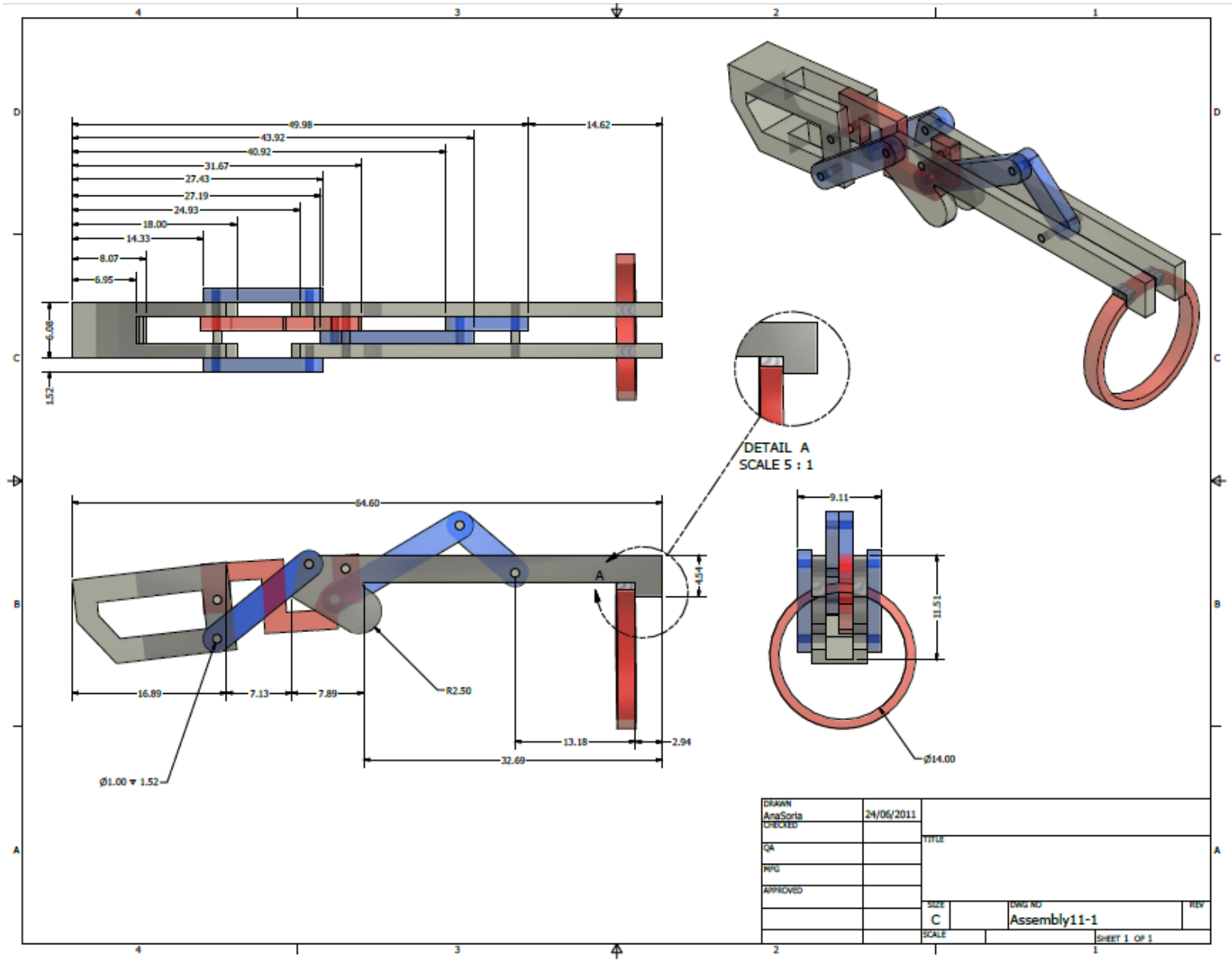
Es evidente que todo diseño está sujeto a cambios que permitan mejorar tanto la forma del modelo, así como facilitar su elaboración física gracias a los programas computacionales que permiten evaluar y diseñar cada una de las partes del mecanismo multiárticulado subáctuado, predecir posibles fallas en cualquier parte del diseño, y así tomar medidas correctivas que permitan eliminar o mejorar los alcances y limitantes, todo esto sin tener que recurrir a costos innecesarios de manufactura.

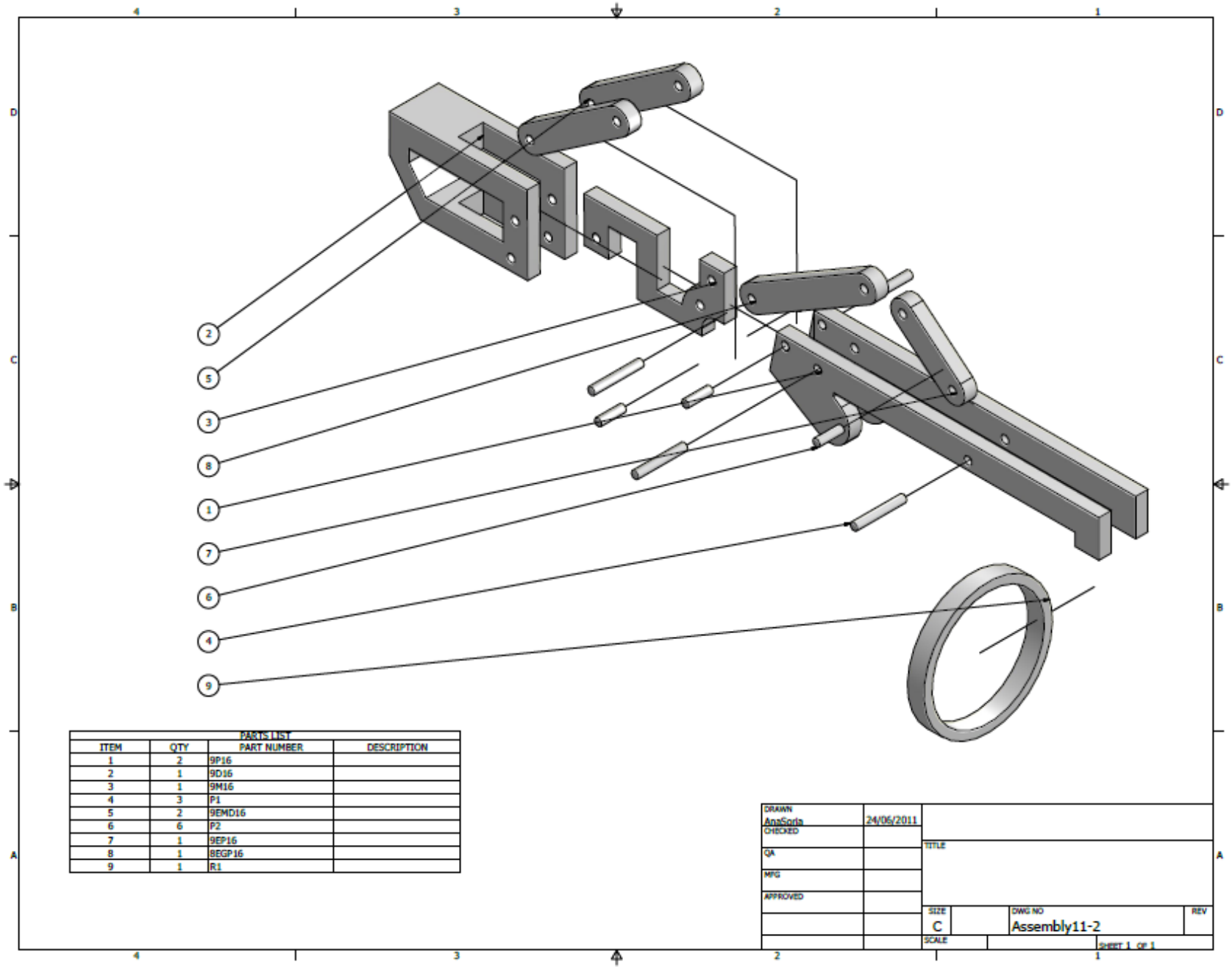
Por último, se debe obtener un diseño que brinde una forma estética y diferente a las prótesis que puedan encontrarse en el mercado, sin perder eficiencia y exactitud en sus movimientos, garantizando un correcto funcionamiento y una fácil manipulación en los elementos internos que serán activados por el muñón.

5.2 Trabajos Futuros.

Es importante resaltar que los resultados obtenidos con esta primera versión del F14 son susceptibles a mejoras. No obstante el conocimiento que se ha generado ha sido muy importante, y servirá para futuras versiones de prótesis para dedo Índice. Es importante considerar Implementar la posición en cada articulación, limitando las falanges que se muevan a la posición que se desea realmente, disminuir el volumen de la mano completa buscando componentes de menor dimensión, trabajar con otro tipo de materiales, por ejemplo titanio, que le darían mayor antropomorfismo a la mano, disminuirían peso, aparte de que modificarían la fricción entre las falanges con los objetos para darle mayor capacidad de agarre y prensión.

Anexo A.


49.98
43.92
40.92
31.67
27.43
27.19
24.93
18.00
14.33
8.07
6.95
14.62
6.08
1.52
DETAIL A
SCALE 5 : 1
64.60
A
4.54
16.89
7.13
7.89
R2.50
13.18
2.94
32.69
Ø1.00 ▼ 1.52
9.11
11.51
Ø14.00
DRAWN
AnaSorla
24/06/2011
CHECKED
QA
MFG
APPROVED
TITLE
SIZE
C
DWG NO
Assembly11-1
REV
SCALE
SHEET 1 OF 1



PARTS LIST

ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	2	9P16	
2	1	9D16	
3	1	9M16	
4	3	P1	
5	2	9EMD16	
6	6	P2	
7	1	9EP16	
8	1	8EGP16	
9	1	R1	

DRAWN AnaSoria	24/06/2011	
CHECKED		TITLE
QA		
MFG		
APPROVED		SIZE C / DWG NO Assembly11-2 / REV
		SCALE / SHEET 1 OF 1

Anexo B

Distribuidora de Aceros y Materiales, S.A. de C.V.

CLASIFICACION DE ACEROS INOXIDABLES

Teniendo en cuenta la estructura cristalográfica predominante de cada uno de los principales Aceros Inoxidables, pueden ser clasificados en tres grupos.

1.-ACEROS INOXIDABLES FERRITICOS

Los Aceros Inoxidables ferriticos son aleaciones de hierro. Cromo con bajos contenidos de carbono. Estos aceros se clasifican según AISI con la serie 400.

Propiedades Básicas:
Moderada a una resistencia a la corrosión que se incrementa con el contenido de cromo.
Magnéticos, no endurecibles.

Usos comunes:
Construcción y Decoración, marcos y molduras arquitectónicas, fregaderos, equipos domésticos, extractores de humos, sistemas de emisiones de gases en la industria automotriz.

Los Aceros más comunes de acuerdo con la norma AISI son: 409 Y 430.

CALIBRE	ESPESOR	PESO	PESO POR HOJA			
	mm	kg/m2	kg			
			914X2438 mm	914X3048 mm	1218X2438 mm	1218X3048 mm
10	3.43	27.097	60.381	75.489	80.53	100.679
11	3.05	24.095	53.692	67.126	71.608	89.525
12	2.67	21.093	47.002	58.762	62.687	78.371
14	1.9	15.01	33.447	41.816	44.609	56.77
16	1.52	12.008	26.758	33.453	35.687	44.616
18	1.22	9.638	21.477	26.85	28.643	35.81
20	0.892	7.047	15.703	19.631	20.943	26.182
22	0.74	5.846	13.027	16.286	17.374	21.721
24	0.61	4.819	10.738	13.425	14.322	17.905
26	0.455	3.595	8.01	10.014	10.683	13.355
28	0.385	3.042	6.777	8.473	9.039	11.301
29	0.33	2.607	5.809	7.263	7.748	9.686

CALIBRE	ESPESOR	PESO	PESO POR HOJA			
	Inches	lb/ff2	lb			
			3' X 8'	3' X 10'	4' X 8'	4' X 10'
10	0.1350	5.5618	133.4828	166.8535	177.9771	222.4714
11	0.1200	4.9438	118.6514	148.3142	158.2019	197.7523
12	0.1050	4.3258	103.8200	129.7750	138.4266	173.0333
14	0.0750	3.0899	74.1571	92.6964	98.8762	123.5952
16	0.0600	2.4719	59.3257	74.1571	79.1009	98.8762
18	0.0480	1.9775	47.4606	59.3257	63.2807	79.1009
20	0.0351	1.4461	34.7055	43.3819	46.2740	57.8426
22	0.0291	1.1989	28.7730	35.9662	38.3640	47.9549
24	0.0240	0.9888	23.7303	29.6628	31.6404	39.5505
26	0.0180	0.7416	17.7977	22.2471	23.7303	29.6628
28	0.0150	0.6180	14.8314	18.5393	19.7752	24.7190
29	0.0130	0.5356	12.8539	16.0674	17.1385	21.4232

Distribuidora de Aceros y Materiales, S.A. de C.V.

2.-ACEROS INOXIDABLES AUSTENITICOS

Los aceros inoxidables Austeníticos son aleaciones de hierro, cromo y níquel.
La composición básica en de 18% de cromo y 8% níquel. En algunos aceros se añade molibdeno, titanio y otros elementos. Estos aceros se clasifican según AISI con la serie 300.

Propiedades Básicas:
Excelente resistencia a la corrosión, excelente limpiabilidad e higiene.
Excelente soldabilidad, facilidad de formado y embutido.
Habilidad para manejar temperaturas criogénicas y altas temperaturas (hasta 925 grados Celsius).

Usos Comunes:
Baterías de cocina, cubiertos, equipos de proceso en la industria de alimentos, incluyendo rastros, cerveza y refrescos, etc., aplicaciones arquitectónicas y decorativas .La excelente resistencia a la corrosión acuosa y su soldabilidad los hace ideales para fabricar tuberías, tanques, equipos de procesos y recipientes a presión para las industrias Alimenticias, Química, Petroquímica, Petrolera, Farmacéutica, Extractita Minera y Papelera.

Los aceros mas comunes de acuerdo con la norma AISI son: 301, 304,304L, 316, 316L

CALIBRE	ESPESOR	PESO	PESO POR HOJA			
	mm	kg/m2	kg			
			914 x 2438 mm	914 x 3048 mm	1219 x 3048 mm	1219 x 3048 mm
10	3.430	27.783	61.910	77.400	82.569	103.228
11	3.050	24.705	55.051	68.825	73.421	91.792
12	2.670	21.627	48.192	60.250	64.274	80.355
14	1.900	15.390	34.294	42.875	45.738	57.182
16	1.520	12.312	27.435	34.300	36.590	45.745
18	1.220	9.882	22.020	27.530	29.369	36.717
20	0.892	7.225	16.100	20.128	21.473	26.845
22	0.740	5.994	13.357	16.699	17.814	22.271
24	0.610	4.941	11.010	13.765	14.684	18.358
26	0.455	3.686	8.213	10.267	10.953	13.694
28	0.385	3.119	6.949	8.688	9.268	11.587
29	0.330	2.673	5.956	7.447	7.944	9.932

CALIBRE	ESPESOR	PESO	PESO POR HOJA			
	inches	lb/ff2	lb			
			3' x 8'	3' x 10'	4' x 8'	4' x 10'
10	0.135	5.6706	136.0956	170.1194	181.4607	226.8259
11	0.12	5.0406	120.9738	151.2173	161.2984	201.623
12	0.105	4.4105	105.8521	132.3151	141.1361	176.4202
14	0.075	3.1504	75.6086	94.5108	100.8115	126.0144
16	0.06	2.5203	60.4869	75.6086	80.6492	100.8115
18	0.048	2.0162	48.3895	60.4869	64.5194	80.6492
20	0.0351	1.4744	35.3848	44.2311	47.1798	58.9747
22	0.0291	1.2223	29.3362	36.6702	39.1149	48.8936
24	0.024	1.0081	24.1948	30.2435	32.2597	40.3246
26	0.018	0.7561	18.1461	22.6826	24.2948	30.2435
28	0.015	0.6301	15.1217	18.9022	20.1623	25.2029
29	0.013	0.5461	13.1055	16.3819	17.474	21.8425