



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

T E S I S

DISEÑO BIOMECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO**

PRESENTA:

ALBERTO MORALES SAN JUAN

DIRECTOR DE TESIS:

M. I. ULISES MARTÍN PEÑUELAS RIVAS



MÉXICO D. F.

ABRIL DE 2010



Éste trabajo de tesis lo dedico a mi mamá por su motivación porque me ha inculcado el luchar por mis sueños y a trabajar para que éstos se vuelvan realidad, porque me ha enseñado que un mundo mejor es posible, a mi papá por todo su apoyo, porque me ha enseñado que la dedicación y la constancia da resultados y que el trabajo ennoblece a la gente y a mis hermanas por su ayuda y porque me han enseñado a ser una persona independiente, me han educado al igual que mis papas y siempre me han apoyado en todos los proyectos que emprendo.

Dedico éste trabajo de tesis también a mi abuelo Joaquín por las lecciones de creatividad y su espíritu emprendedor, porque me ha enseñado a ver lo grande que es éste país, porque me ha enseñado a trabajar en beneficio de la gente, a mi abuela Graciela, a mi tía Sandra y a mi tío Juan porque me han guiado, aconsejado y siempre han estado en todo momento, a mi abuela Ethel y a mi abuelo Roberto porque con su experiencia de vida, su alegría ante la vida me han ayudado y motivado siempre.



Agradezco a México mi país, porque el ideal de luchar por ésta nación para que sea un mejor lugar para vivir me motivó a realizar éste trabajo de tesis, para que el desarrollo de prótesis sea en beneficio de su gente, también por el amor que siento por ésta tierra, porque sé que México es mucho mayor que cualquier problema o dificultad, porque un México mejor es posible y porque descubro que su mayor riqueza es su gente, sus tradiciones y su historia.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México, porque es la máxima casa de estudios de México y la formación humanista que me ha inculcado, a la Facultad de Ingeniería por la formación que he recibido.

Agradezco a la Lic. María Elena Cano Salazar por la orientación que he recibido de su parte en la realización de éste trabajo de tesis y también por su motivación.

Agradezco a la gente que he conocido y ha influenciado de manera positiva en mí, ayudándome a comprender mejor la vida y motivándome para dar lo mejor de mí hacia los demás.

**ÍNDICE**

OBJETIVO GENERAL	1
INTRODUCCIÓN	3
CAPÍTULO 1	
ANTECEDENTES DE FISIOLOGÍA Y BIOMECÁNICA	
1.1 Biomecánica de la Muñeca	7
1.1.1 Movimientos de la Muñeca	9
1.1.2 Articulaciones de la Muñeca	12
1.1.3 Ligamentos de las Articulaciones Radiocarpiana y Mediocarpiana	13
1.1.4 Estabilidad de la Muñeca Generada por los Ligamentos	16
1.1.5 Mecánica del Movimiento en la Muñeca	21
1.1.6 Músculos que Actúan en la Muñeca	24
1.1.7 Grupos de Músculos Encargados de los Movimientos de Abducción-Aducción y Flexoextensión	27
CAPÍTULO 2	
ANTECEDENTES SOBRE PRÓTESIS, PATENTES Y ARTÍCULOS CIENTÍFICOS	
2.1 Estado del Arte de las Prótesis de Miembro Superior	29
2.2 Interfase Prótesis-Humano	32
2.2.1 Sensación de Temperatura y Presión	33
2.2.2 Sensores Mioeléctricos	35
2.2.3 Control de Prótesis con el Cerebro	36
2.3 Diseños Patentados	36
2.3.1 Prótesis de Muñeca Multifuncional	36
2.3.2 Reemplazo Total de Muñeca	38



2.4	Mecanismo en Robots Humanoides	41
2.4.1	Mano y Brazo Robótico	41
2.4.2	Robot Astronauta Humanoide	43
2.4.3	Muñeca en Brazo Humanoide	44
2.5	Manos Robóticas	45
2.5.1	<i>I-LIMB Hand</i>	45
2.5.2	<i>Shadow Hand</i>	48
2.6	Proyectos Financiados por <i>DARPA</i>	52
2.6.1	Proto 1	52
2.6.2	<i>Kuiken Arm</i>	52
2.6.3	<i>Luke Arm</i>	53

CAPÍTULO 3

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE MUÑECA EN UNA MUESTRA DE LA POBLACIÓN MEXICANA

3.1	Parámetros Antropométricos que se Emplearán en el Diseño de la Prótesis de Muñeca	56
3.1.1	Medidas en Muñeca Necesarias para el Estudio Antropométrico	56
3.2	Procedimiento para Realizar las Mediciones Antropométricas	59
3.2.1	Cédula Antropométrica	59
3.2.2	Guía Gráfica para Realizar las Medidas Antropométricas	61
3.2.3	Empleo de un Programa <i>CAD</i> para Determinar las Medidas de las Imágenes Obtenidas de la Población Muestra	61
3.2.4	Determinación de la Profundidad de la Muñeca en el Carpo	64
3.3	Resultados de las Medidas Antropométricas	66

CAPÍTULO 4

MODELO CINEMÁTICO DIRECTO E INVERSO DEL MECANISMO DE LA PRÓTESIS, SINGULARIDADES, PERFIL Y SIMULACIÓN DE TRAYECTORIA

4.1	Antecedentes	71
4.1.1	Movimientos de los Ejes Coordinados	72



4.1.2	Representación de una Traslación pura en el Espacio	73
4.1.3	Representación de una Rotación en el Espacio	74
4.1.4	Escalado y Perspectiva de un Vector	75
4.2	El Método Devanit-Hartenberg	76
4.2.1	Cinemática Directa del Mecanismo de la Prótesis de Muñeca	77
4.3	Cinemática Inversa	81
4.4	Singularidades en la Trayectoria Seleccionada	84
4.4.1	Matriz Jacobiana	84
4.4.2	Singularidades	86
4.5	Perfil de Trayectorias	87
4.6	Simulación Matemática del Mecanismo para los Movimientos de Abducción-Aducción y Flexoextensión en Mathemática	91

CAPÍTULO 5

MODELO DINÁMICO DEL MECANISMO

5.1	Método Newton-Euler	101
5.1.1	Algoritmo Newton-Euler	101
5.2	Modelo Dinámico del Mecanismo de Prótesis Empleando el Método Newton-Euler	104

CAPÍTULO 6

DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE MUÑECA

6.1	Parámetros de diseño	114
6.2	Metodología Empleada en el Diseño Biomecatrónico del Mecanismo de Prótesis de Muñeca	115
6.2.1	Especificaciones a Incluir en el Diseño	116



6.3 Diseños Elaborados	117
6.3.1 Propuesta 1	117
6.3.2 Propuesta 2	118
6.3.3 Propuesta 3.1, 3.2 y 3.3	119
6.3.4 Propuesta 4	121
6.3.5 Propuesta 5	121
6.3.6 Propuesta 6	122
6.3.7 Propuesta 7	123
6.3.8 Propuesta 8	123
6.3.9 Propuesta 9	124
6.3.10 Propuesta 10	125
6.3.11 Propuesta 11	126
6.3.12 Propuesta 12	126
6.3.13 Propuesta 13	127
6.3.14 Propuesta 14	128
6.3.15 Propuesta 15	129

CAPÍTULO 7

SELECCIÓN DE LOS COMPONENTES DE LA PRÓTESIS Y CONFIGURACIÓN FINAL

7.1 Selección de Materiales	132
7.1.1 Materiales Considerados para la Manufactura del Mecanismo de Prótesis de Muñeca	132
7.1.2 Selección del Material	133
7.2 Especificaciones de los Actuadores	135
7.2.1 Selección de Actuadores	136
7.2.2 Selección del Tendón Actuador	139
7.2.3 Sensores de Posición	141
7.2.4 Prótesis de Muñeca Acoplada al <i>DynamicArm</i>	144
7.2.5 Masa Final de la Prótesis	153
7.3 Relación de Transmisión	155
7.3.1 Relación de Transmisión para el Movimiento de Abducción-Aducción	155



7.3.2	Relación de Transmisión en Flexoextensión	156
7.4	Análisis Estructural de la Prótesis de Muñeca	157
7.4.1	Prótesis 1	157
7.4.2	Prótesis 2	158
7.4.3	Prótesis 3	159
7.4.4	Barra	160
7.4.5	Perno	161
	CONCLUSIONES	166
	ANEXO A	170
	ANEXO B	182
	ANEXO C	189
	ANEXO D	230
	ANEXO E	236
	ANEXO F	239
	BIBLIOGRAFÍA	242



OBJETIVO GENERAL

La razón del presente trabajo de tesis es desarrollar un diseño de prótesis de muñeca que imite los movimientos que realiza el cuerpo humano, que pueda ser manufacturada en los talleres de la Facultad de Ingeniería de la UNAM y que esté diseñada en base a las medidas antropométricas de una población muestra.

Hoy en día no se cuenta en el mercado con una prótesis que pueda realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión en la muñeca por ésta razón el propósito de éste trabajo es diseñar una prótesis que cumpla con las siguientes características.

- A) Imitar los movimientos que realiza la muñeca en el cuerpo humano los cuales son abducción-aducción y flexoextensión.

- B) Diseñar la prótesis tomando en cuenta las medidas antropométricas de la población mexicana. En ésta tesis se ha decidido tomar una muestra representativa de la población mexicana que habita en la ciudad de México y área metropolitana, que sean hombres, en un rango de edad entre 20 y 30 años, un rango de peso entre 50 y 70 [kg] y una estatura entre 1.60 y 1.75 [m].

- C) El peso de la prótesis debe de ser el mínimo, teniendo en cuenta que la DARPA a través de su programa *Revolutionizing Prosthetics Project* ha establecido como meta el desarrollar una prótesis total de miembro superior (desarticulación de hombro) con un peso menor a 3.6 [kg], el peso promedio de un brazo de mujer [10]. Se ha propuesto que el peso de la prótesis de muñeca sea cuando mucho de 0.5 [kg].

- D) La prótesis debe de contar con actuadores que tengan la potencia necesaria para levantar cargas de 1 [kg], cuando ésta se encuentre en una posición horizontal y el mecanismo esté en la posición central, esto quiere decir que no se encuentre en abducción, aducción, flexión o extensión.



- E) Debe de contar con un barreno central que permita el paso de cables de la prótesis de mano hacia la prótesis de antebrazo y codo, éstos cables serán los encargados de suministrar energía eléctrica a los actuadores de la prótesis de mano, transmitir las señales recibidas por los sensores en la prótesis de mano y mandar las señales de control desde el procesador hacia los actuadores de la prótesis de mano, así este barreno tendrá la función de emular el trabajo que el túnel carpiano realiza en el cuerpo humano.

- F) La prótesis de muñeca debe ser capaz de acoplarse a una prótesis comercial de antebrazo, en éste caso la prótesis de antebrazo seleccionada es el *DynamicArm*, que es hoy en día la prótesis de antebrazo disponible comercialmente con el mejor desempeño.

- G) Seleccionar un sensor que permita determinar la posición de los eslabones de la prótesis de muñeca.

- H) Proponer un mecanismo de sujeción que permita que una prótesis de mano se acople a la prótesis de muñeca diseñada en el presente trabajo de tesis.



INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia el hombre ha diseñado y fabricado mecanismos que permitan a las personas que han perdido alguna extremidad superior o inferior realizar actividades cotidianas como barrer, servir un vaso de agua, escribir, entre otras. Las causas por las cuales una persona no cuenta con alguna extremidad pueden ser problemas genéticos o durante el embarazo, algún accidente en el hogar, escuela o lugar de trabajo, enfermedad (diabetes), exposición prolongada en temperaturas muy bajas o guerra.

En los últimos años las prótesis de miembro inferior han sufrido un notable avance hasta el punto de que personas que han perdido 1 o ambas piernas, después de un proceso de rehabilitación pueden realizar muchas de las actividades cotidianas que hacían antes de haber sufrido la amputación. La historia para las prótesis de miembro superior es distinta, en los últimos cien años los avances en el desarrollo de prótesis que permitan al paciente realizar sus actividades diarias han sido pocos. A pesar de que han mejorado su estética y los materiales empleados para su fabricación son más resistentes y livianos, su principio de funcionamiento es el mismo y para el caso de las prótesis más avanzadas tecnológicamente, las cuales cuentan con actuadores, sensores de temperatura, posición y presión, muchos pacientes han comentado que a pesar de contar con todas éstas características, son difíciles de operar y su empleo resulta impráctico ya que en los mejores casos el paciente debe de poner toda su atención y concentrarse mucho para poder realizar una tarea tan sencilla como agarrar un vaso con agua, esto en la vida cotidiana resulta impráctico ya que muchas de las actividades que se realizan con las manos, por ejemplo se puede escribir a máquina a gran velocidad y realizar otras actividades al mismo tiempo como puede ser el hablar por teléfono.

El gobierno de los EE. UU, a través de la *Defense Advanced Research Projects Agency* (conocido como *DARPA* por sus siglas en inglés) la cual se encarga de financiar proyectos tecnológicos, se ha propuesto como meta el desarrollar una prótesis de miembro superior que sea funcional y pueda reproducir en su mayoría o en su totalidad los movimientos que realiza el brazo humano, que cuente con una naturalidad de movimiento y una facilidad de operación.

Al ver los resultados que ha tenido este proyecto y sus diferentes grupos de trabajo se puede apreciar que el éxito de una prótesis radica en 3 características muy importantes.



La primera es el diseño de una prótesis funcional, esto quiere decir que es importante desarrollar un mecanismo que sea capaz de reproducir los movimientos que realiza el brazo en el cuerpo humano, el mecanismo debe de ser resistente como para soportar las cargas y esfuerzos a los que será sometido, soportar condiciones ambientales no favorables como lluvia, humedad, cambios de temperatura o un uso prolongado y se debe de ajustar a las dimensiones del brazo de una persona. La segunda característica es la retroalimentación del medio ambiente, por esta razón es importante que la prótesis cuente con sensores que reciban información como temperatura, presión y posición del mecanismo en todo momento, esto le permitirá a la persona recibir información del entorno a través de su prótesis permitiéndole manejarla de una mejor manera, ya que el paciente sabrá con exactitud el momento en que ha agarrado un objeto y podrá modificar la intensidad de la fuerza que ejerce sobre éste, podrá percibir la temperatura de los objetos que toma o maneja y podrá determinar la posición de la prótesis sin necesidad de emplear el sentido de la vista para guiar a la prótesis durante los movimientos que realice. Por último la tercera característica es la interface y el sistema de control que permita que las órdenes que el cerebro mande a la prótesis se traduzcan de manera adecuada para que el mecanismo de ésta realice los movimientos que la persona desea con la mayor precisión posible y que la persona reciba la información sobre lo que está pasando con la prótesis, esto a través de los sensores.

La técnica que ha tenido mayor éxito en el control de prótesis ha sido el control por señales mioeléctricas, éstas señales se originan cuando una persona mueve alguna parte de su cuerpo y al activarse un músculo, éste genera un pequeño voltaje el cual puede ser amplificado e interpretado y así convertirlo en una señal de control. Existe otra técnica llamada reinervación dirigida en la cual los nervios que originalmente iban hacia el miembro amputado son redireccionados nuevamente hacia el muñón, activando los músculos residuales que se encuentran en este sitio con las señales que el cerebro originalmente enviaba al miembro amputado y éstos nervios puede recibir información como percepción de temperatura o presión y enviar ésta información nuevamente al cerebro humano.

En el Capítulo 1 se presenta un estudio desde el punto de vista anatómico, fisiológico y biomecánico del funcionamiento de la muñeca en el cuerpo humano, la forma en que los músculos a través de los tendones realizan los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión, la manera en que los huesos del carpo se



mueven y varía el volumen del carpo, permitiendo así los movimientos de la muñeca y la función que realiza el túnel carpiano. Entender y saber cómo funciona esta parte del cuerpo desde un punto de vista biomecánico es fundamental para realizar una prótesis biológicamente inspirada o cómo se conoce actualmente un producto biomecatrónico, este nuevo campo del conocimiento surge de la necesidad de agrupar áreas como la mecatrónica, la medicina, la fisiología y la biología para así poder imitar a la naturaleza, con la finalidad de desarrollar productos que incorporen las ventajas que la naturaleza ha desarrollado a través de millones de años de evolución y que ha implementando de manera exitosa en los organismos vivos.

El Capítulo 2 presenta los avances tecnológicos más recientes en la actualidad en lo que se refiere a prótesis de muñeca, brazos humanoides y prótesis de miembro superior. Se presenta también las técnicas que permiten a las personas transmitir y recibir información referente a la prótesis.

El Capítulo 3 presenta un estudio antropométrico de una población muestra, esto se ha realizado debido a la necesidad que se tiene de contar con una prótesis diseñada para la población mexicana, ya que las prótesis disponibles comercialmente están diseñadas para otras etnias o grupos de población, además de que se desea contar con medidas antropométricas de la muñeca, debido a que en la literatura no se encuentra un estudio antropométrico que muestre todas las medidas de la muñeca que se requieren para poder diseñar una prótesis.

En el Capítulo 4 se presenta la cinemática directa, la cinemática inversa, las singularidades en las trayectorias, el perfil de trayectorias y una simulación de los cuatro principales movimientos de la muñeca (abducción-aducción y flexoextensión) realizada en *Mathematica*.

El Capítulo 5 presenta el modelo dinámico del mecanismo empleando para su determinación el método Newton-Euler.

El Capítulo 6 muestra los parámetros de diseño y la metodología empleada en el diseño de la prótesis, se presentan las diferentes propuestas para el mecanismo de la prótesis de muñeca y su evolución hasta el mecanismo final.

En el Capítulo 7 se muestra la selección de materiales para los diferentes componentes de la prótesis, se determina también los actuadores a emplear y los cables encargados de transmitir la potencia del actuador a los eslabones del



mecanismo. Se muestra también la selección de los sensores a emplear y la manera en que los actuadores transmiten la potencia a los eslabones del mecanismo de prótesis. Se muestra una tabla comparativa donde se puede apreciar que el mecanismo cumple con las especificaciones en cuanto a dimensiones y se muestra en una tabla el peso de todos los componentes de la prótesis y el peso final de toda la prótesis. Se determina también la relación de transmisión entre los actuadores y los eslabones del mecanismo y por último se realiza un análisis estructural para determinar si el mecanismo soportará las cargas a las que será sometido durante su funcionamiento.

Finalmente se presentan las conclusiones del presente proyecto de tesis.



CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES DE FISIOLOGÍA Y BIOMECÁNICA

1.1 BIOMECÁNICA DE LA MUÑECA

La parte de la mano que comprende la muñeca se le conoce como carpo y está formado por varios huesos y estructuras de tejido blando, en su conjunto el carpo conecta la mano con el antebrazo. El carpo tiene la función de cambiar la orientación de la mano con respecto al antebrazo y transmitir las cargas. Para mayor referencia sobre los tipos de articulaciones en el cuerpo humano se recomienda consultar el Anexo B.

La estabilidad que debe tener la mano es fundamental para el correcto funcionamiento de flexoextensión de los dedos.

La muñeca está formada por los 8 huesos del carpo, el tejido blando que rodea estos huesos, los tendones que atraviesan el carpo y se unen a éste, éstos unen a los huesos del carpo y los tendones que conectan al carpo con el antebrazo y con la mano.

Los 8 huesos que conforman al carpo se dividen en 2 filas, la proximal (se encuentra más cerca del antebrazo) y la distal. Los cuatro huesos que forman la fila proximal empezando por el lado donde se encuentra el radio son el escafoide, el semilunar, el piramidal y el pisiforme. El pisiforme es un hueso sesamoideo y su función es la de mejorar la potencia del músculo cubital anterior el cual es el músculo más poderoso de la muñeca, este hueso forma una pequeña articulación con el hueso piramidal.

La Figura 1.1 muestra los huesos del carpo desde una vista palmar y la Figura 1.2 los muestra desde una vista dorsal.

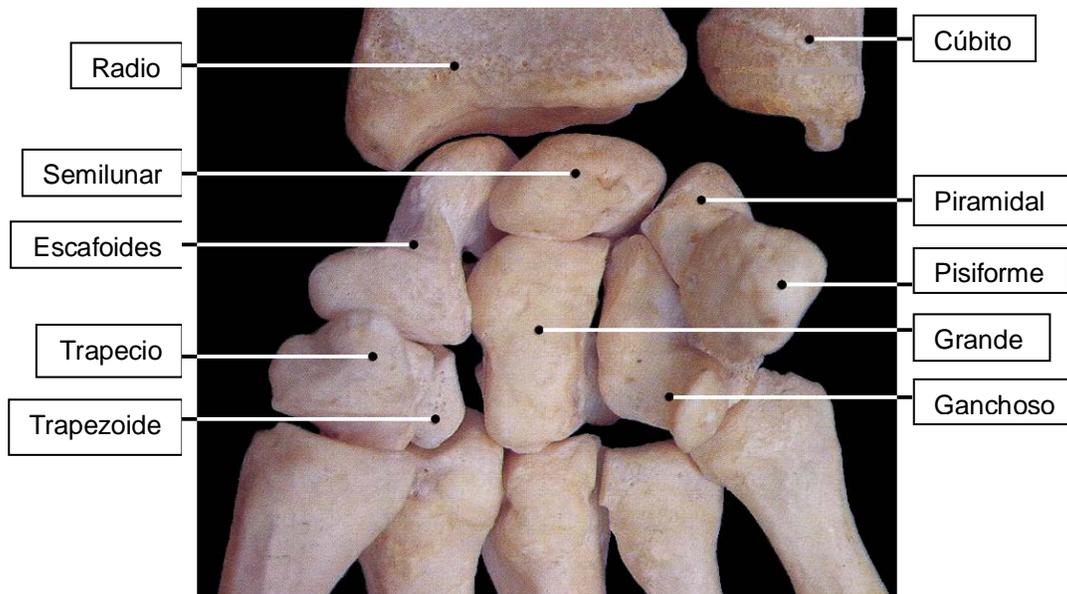


Figura 1.1 Vista palmar de la muñeca mostrando los huesos del carpo [6]

Los huesos de la fila distal empezando por el lado donde está el radio son el trapecio, el trapezoide, el hueso grande y el ganchoso. Esta fila con poca movilidad se articula con los huesos metacarpianos y así formar las articulaciones carpometacarpianas.



Figura 1.2 Vista dorsal de los huesos del carpo [6]



Entre el antebrazo y la primera hilera de huesos del carpo se encuentra la articulación radiocarpiana, entre la hilera proximal y la distal se encuentra la articulación mediocarpiana y entre los huesos del carpo se encuentra la articulación intercarpiana. Para este trabajo se considerará el estudio de las articulaciones radiocarpiana y mediocarpiana.

La configuración de las articulaciones carpianas son del tipo condiloartrosis. Como se explicó anteriormente este tipo de articulación permite gran movilidad en flexoextensión, mientras que en abducción-aducción en movimiento es menor. La Figura 1.3 muestra una clasificación de las articulaciones por su grado de movimiento donde la articulación en la parte superior muestra la mayor movilidad mientras que la articulación en la parte inferior presenta la menor movilidad.

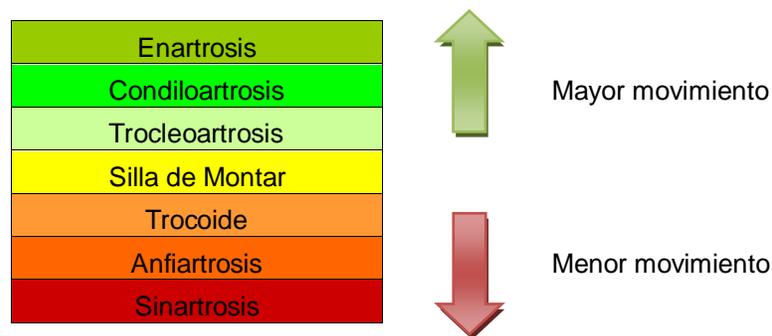


Figura 1.3 Diagrama que muestra los grados de movilidad de las articulaciones [1]

1.1.1 MOVIMIENTOS DE LA MUÑECA

MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN

El movimiento de abducción o inclinación cubital sucede cuando viendo el dorso de una mano (plano frontal) derecha esta gira en sentido contrario a las manecillas del reloj y tomando como eje de la mano una línea imaginaria proveniente del centro del antebrazo y que pasa por el centro del dedo medio (dedo corazón) y tomando como punto de giro el punto central que une el antebrazo con la muñeca. La amplitud de este movimiento según Kapandji no sobrepasa los 15°.

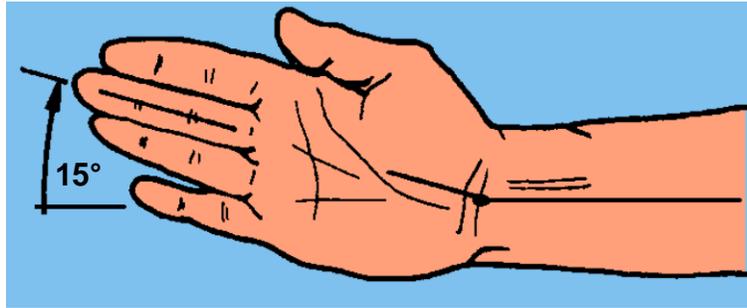


Figura 1.4 Movimiento de abducción [7]

MOVIMIENTO DE ADUCCIÓN

En este movimiento viendo el dorso de una mano derecha gira en el sentido de las manecillas de un reloj. El rango máximo de giro según Kapandji es de 40° a 45° .

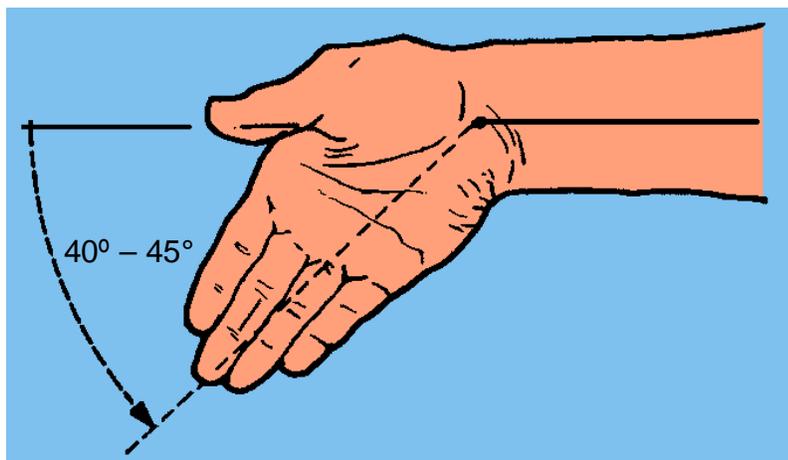


Figura 1.5 Movimiento de aducción [7]

MOVIMIENTO DE FLEXIÓN

Ocurre cuando la palma de la mano se aproxima al antebrazo. El giro visto de perfil (plano sagital) puede alcanzar los 85° . Para estos valores de flexoextensión se tomó como referencia a Kapandji. [7]

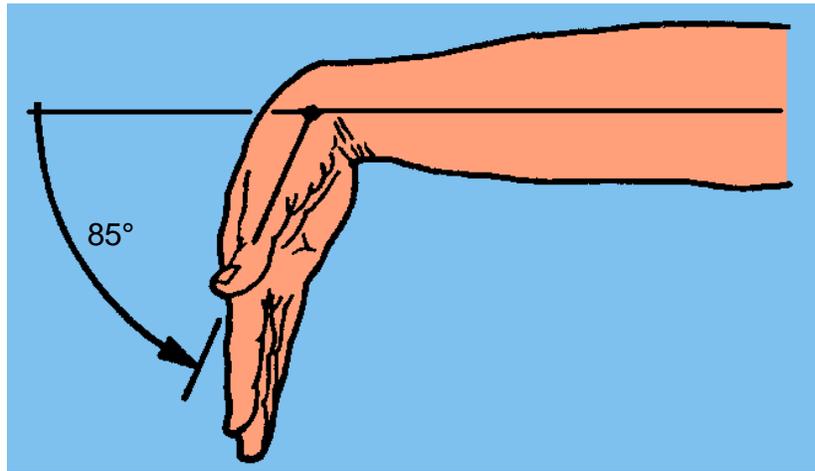


Figura 1.6 Movimiento de flexión [7]

MOVIMIENTO DE EXTENSIÓN

Este movimiento sucede cuando el dorso de la mano se acerca al antebrazo y este movimiento también puede alcanzar los 85°.

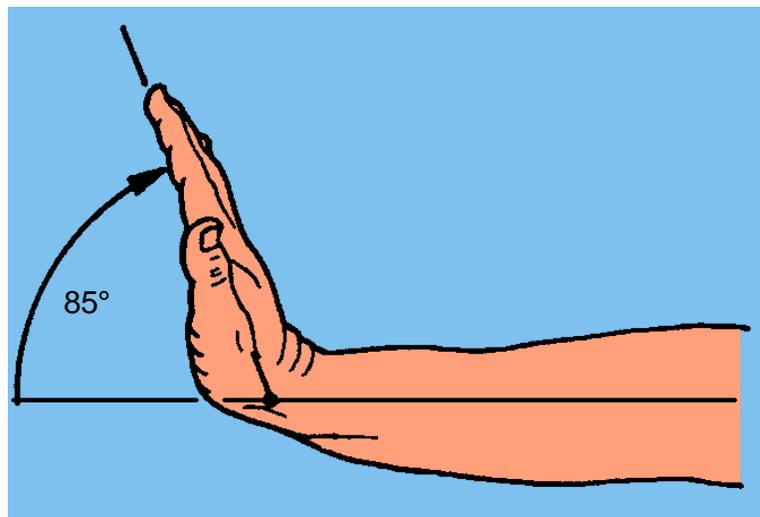


Figura 1.7 Movimiento de extensión [7]

1.1.2 ARTICULACIONES DE LA MUÑECA

Los movimientos antes descritos los realiza la muñeca empleando 2 articulaciones las cuales son:

1. ARTICULACIÓN RADIOCARPIANA (Color Verde)
2. ARTICULACIÓN MEDIOCARPIANA (Color Naranja)

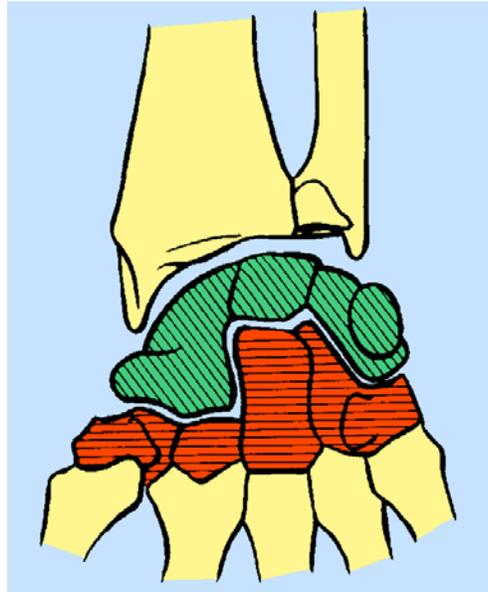


Figura 1.8 Articulación radiocarpiana y mediocarpiana en la muñeca [7]

Para su estudio se clasifica a esta articulación como condiloartrosis la cual tiene 2 grados de libertad, un grado corresponde al movimiento de abducción-aducción y el otro grado de libertad realiza parte del movimiento de flexoextensión.

El eje del movimiento de abducción-aducción pasa por la cabeza del hueso grande [7] en la parte donde se articula con el hueso semilunar. El eje que permite parte del movimiento de flexoextensión pasa por el hueso semilunar.



1.1.3 LIGAMENTOS DE LAS ARTICULACIONES RADIOCARPIANA Y MEDIOCARPIANA

El carpo está formado por ligamentos y cartílago, este último se encuentra incrustado en los huesos. Los ligamentos permiten que los huesos actúen como una sola pieza flexible lo que le da movilidad y al mismo tiempo la rigidez necesaria para soportar esfuerzos de tensión y compresión. A continuación se presentan los ligamentos de la muñeca, se tomó como referencia a Kapandji y se muestra su ubicación en la Figura 1.9.

A) LIGAMENTOS LATERALES DE LA RADIOCARPIANA

El *ligamento lateral interno* (1) se origina en el cúbito y se divide en un haz posterior (2) y un *haz anterior* (3). El ligamento lateral externo se origina en el radio y está conformado por el *haz posterior* (4) y el *haz anterior* (5), ambos se insertan en el escafoides.

B) LIGAMENTO ANTERIOR DE LA RADIOCARPIANA

Está constituido por el *haz radiolunar anterior* (6) que se inserta en el semilunar y el *haz radiopiramidal anterior* (7) y se mezcla con el *ligamento anterior* (8).

C) LIGAMENTOS DE LA MEDIOCARPIANA

El *ligamento radiocapital* (9) se inserta en la cara anterior del hueso grande. El *ligamento lunarcapital* (10) tiene su origen en el semilunar y también se inserta en la cara anterior del hueso grande. El *ligamento triquetocapital* (11) se origina en la cara anterior del piramidal y se inserta en el mismo hueso que los 2 ligamentos anteriores. El *ligamento trapezoescafoideo* (12) tiene su origen en la cara anterior del escafoides y se inserta en el trapecio. El *ligamento triquetoganchoso* (13) es considerado un ligamento lateral interno de la articulación mediocarpiana. Los *ligamentos pisiunciformes* (14) y *pisimetacarpiano* (15) se originan en el pisiforme.

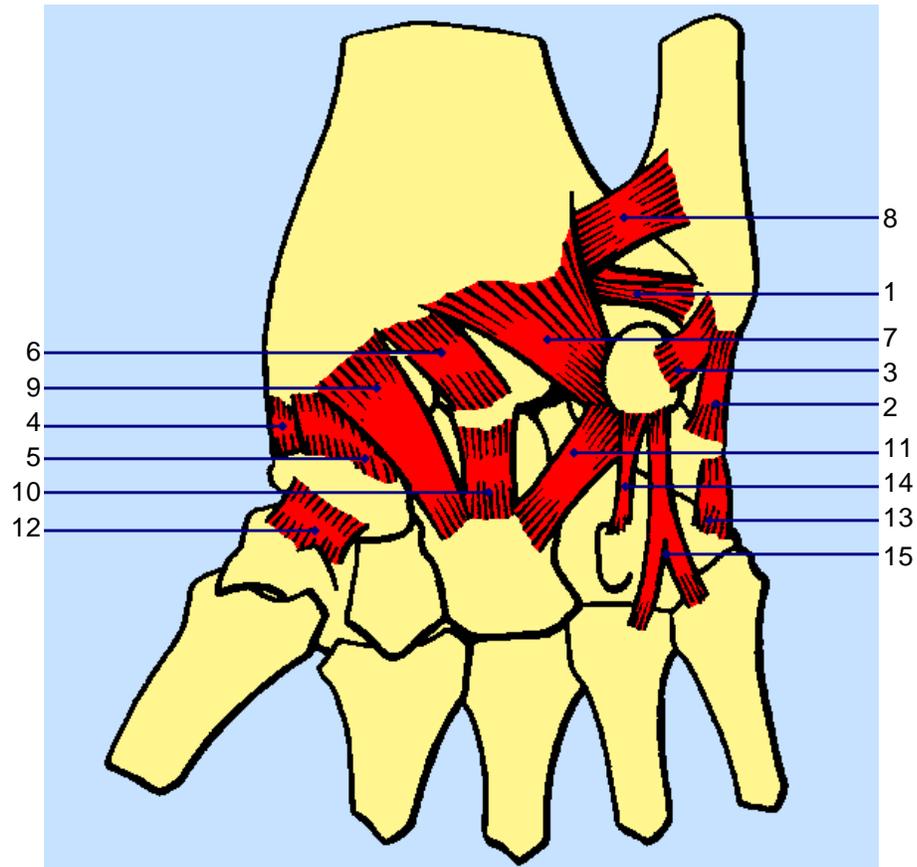


Figura 1.9 Vista anterior que muestra los ligamentos de la muñeca [7]

La Figura 1.10 muestra desde una vista posterior algunos de los tendones que se encuentran en la muñeca.

D) LIGAMENTO POSTERIOR DE LA RADIOCARPIANA

Conformado por el haz radiolunar posterior (16) y el haz radiopiramidal posterior (17), ambos se unen con la terminación del ligamento posterior de la radiocubital inferior (18).

E) CINTILLAS TRANSVERSALES POSTERIORES DEL CARPO

La cintilla de la primera fila (19) se extiende desde la cara posterior del piramidal hasta el escafoides. Tiene una derivación (20) al ligamento lateral externo y otra (21) al ligamento radiopiramidal posterior.

La cintilla de la segunda fila (22) se extiende desde la cara posterior del piramidal hasta el trapecoide (23) y hasta el trapecio (24).

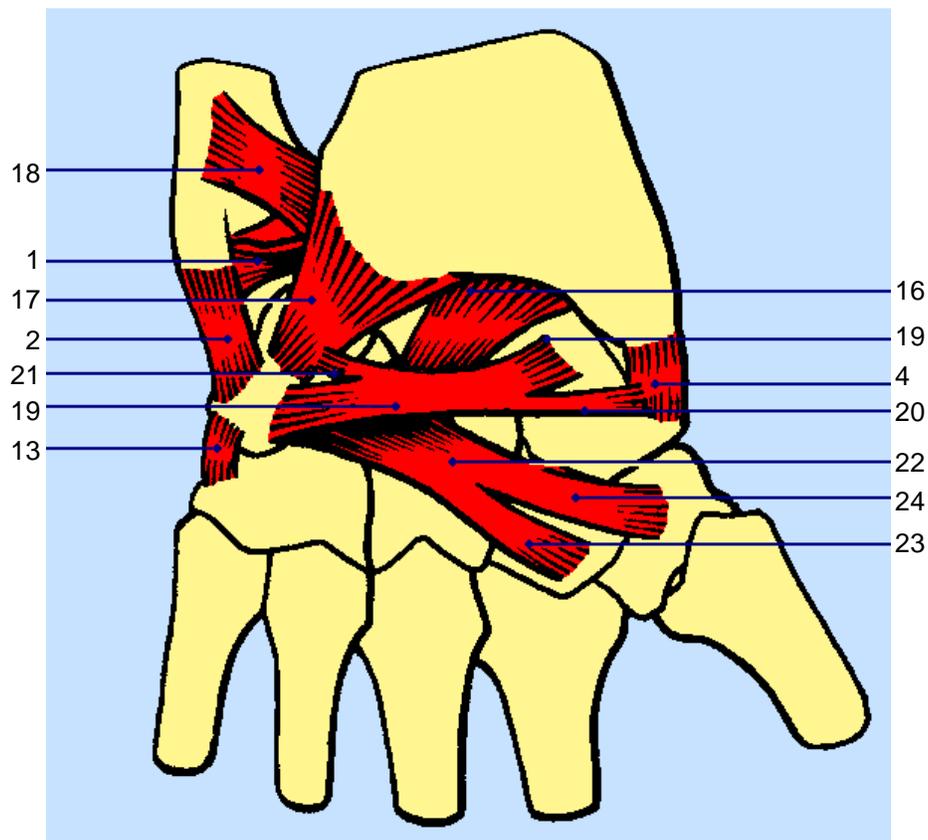


Figura 1.10 Vista posterior que muestra los ligamentos de la muñeca [7]

1.1.4 ESTABILIDAD DE LA MUÑECA GENERADA POR LOS LIGAMENTOS

ADUCCIÓN

En el movimiento de aducción las fuerzas generadas por los músculos provocan que el carpo tienda a deslizarse hacia arriba y hacia dentro en el sentido que se indica en la Figura 1.11.

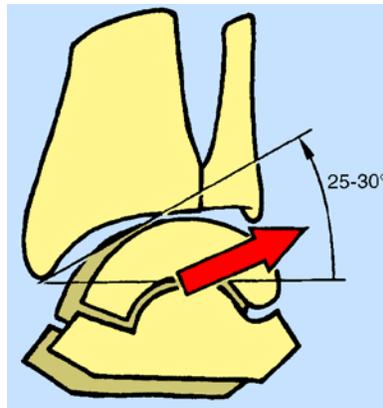


Figura 1.11 La flecha indica la dirección hacia donde tenderá a deslizarse el carpo durante la aducción [7]

Los ligamentos tienen como función contrarrestar esta fuerza resultante permitiendo que la fuerza generada en la aducción sea ejercida perpendicularmente y contenida en el mismo plano como se puede ver en la Figura 1.12.

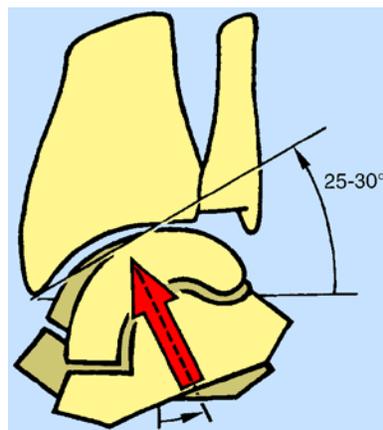


Figura 1.12 Fuerza perpendicular generada por los ligamentos [7]

ABDUCCIÓN

El movimiento de abducción tiende a provocar un deslizamiento del carpo hacia arriba y hacia el cúbito, como se puede apreciar en la Figura 1.13.

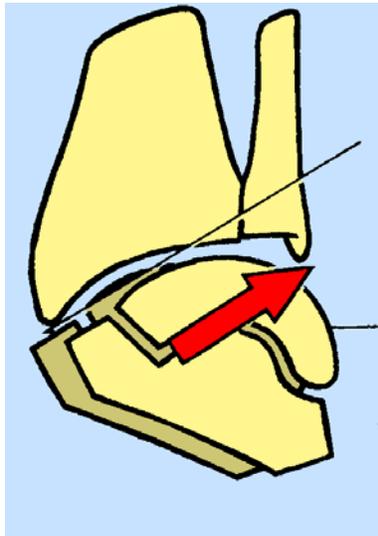


Figura 1.13 La flecha nos indica la resultante de fuerzas en la abducción [7]

En este caso los ligamentos radiopiramidales posterior y anterior se encargan de evitar el deslizamiento de la articulación. La Figura 1.14 muestra el ligamento que contrarresta la fuerza resultante que se ilustra en la Figura 1.13.

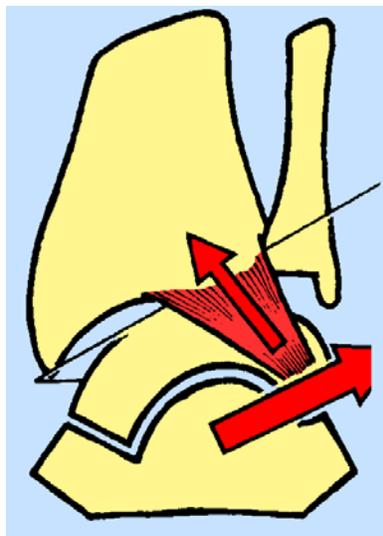


Figura 1.14 Cancelación de la fuerza en la componente horizontal [7]

FLEXIÓN

Como se puede ver la Figura 1.15, en la flexión el carpo tiende a deslizarse en la dirección de la flecha. Esta ilustración nos muestra una vista de perfil de la muñeca, donde el dorso de la mano se encuentra en la parte izquierda y el cúbito y radio en la parte superior.

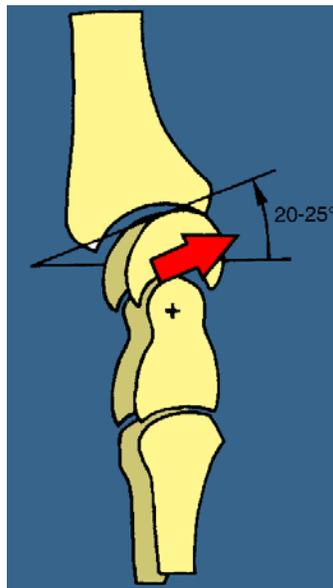


Figura 1.15 La flecha nos indica la tendencia al desplazamiento del carpo durante la flexión [7]

Los ligamentos que se encuentran en el dorso de la mano, al estar flexionado el carpo también contribuyen al desplazamiento de la muñeca. La Figura 1.16 muestra los ligamentos del dorso de la mano que se han contraído mientras que los de la palma de la mano se han distendido, estos últimos formando una especie de *m*.

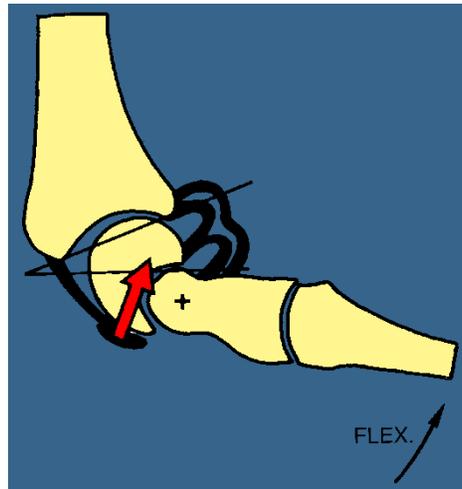


Figura 1.16 La flecha indica la dirección donde el carpo tenderá a desplazarse en flexión en parte provocado por los ligamentos que se encuentran sobre el dorso de la mano [7]

La forma de los huesos tanto del carpo como del cúbito y del radio permite que la fuerza resultante sea encauzada en la dirección que marcan las flechas de la Figura 1.17.

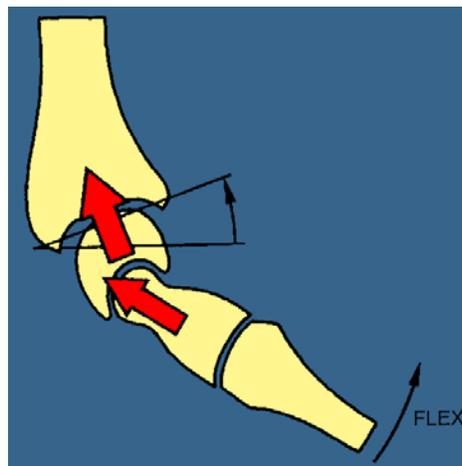


Figura 1.17 Redireccionamiento de las fuerzas generadas durante la flexión, las flechas indican la dirección final de las fuerzas generadas en el carpo [7]

EXTENSIÓN

En el movimiento de flexión la forma de los huesos evitaba el deslizamiento de la articulación ya que estos funcionaban en parte como un tope mecánico, sin embargo en la extensión esta forma de los huesos provoca la tendencia al deslizamiento de la articulación en la dirección que indica la flecha en la Figura 1.18.

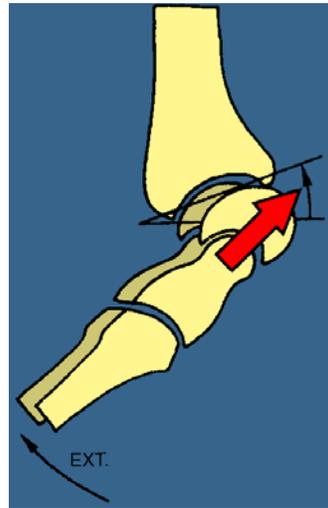


Figura 1.18 La flecha indica la tendencia a deslizarse del carpo en la extensión [7]

En este caso los ligamentos en la palma de la mano provocan que se comprima el semilunar y la cabeza del hueso grande generando que el movimiento se produzca en la dirección que indica la flecha en la Figura 1.19.

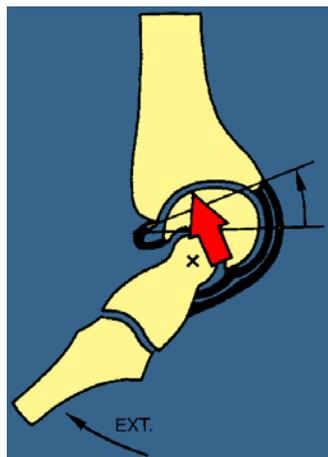


Figura 1.19 Los ligamentos anteriores permiten redireccionar la fuerza resultante [7]

1.1.5 MECÁNICA DEL MOVIMIENTO EN LA MUÑECA

ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN

Durante la abducción la fila proximal se desplaza en la dirección de las flechas, como se puede observar en la Figura 1.20. Al llegar al límite del movimiento, el ligamento lateral interno y el ligamento triquetoganchoso provocan que el hueso piramidal se contraponga a este movimiento. El hueso grande se desplaza hacia abajo aumentando el espacio del semilunar de manera que este puede girar, permitiendo un deslizamiento del hueso grande y del hueso ganchoso, llega un punto en que estos huesos no pueden moverse entre sí, entonces quedan bloqueados todos los huesos.

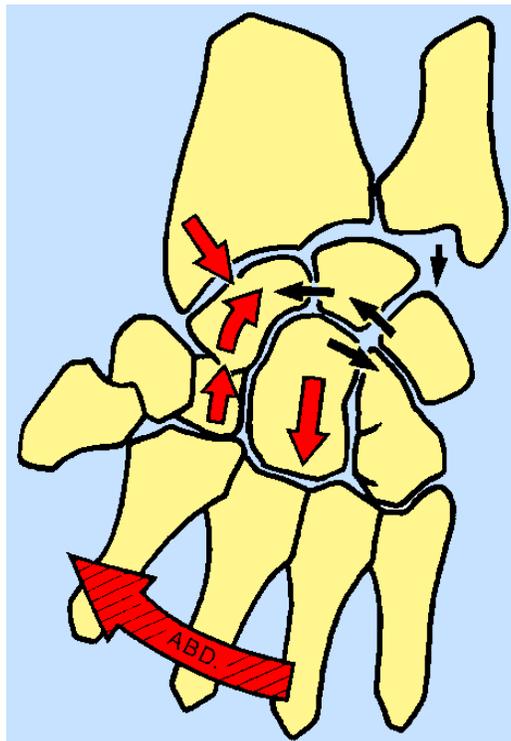


Figura 1.20 Las flechas indican la dirección del movimiento de los huesos del carpo durante la abducción [7]

En la aducción la fila proximal se desplaza hacia abajo y hacia afuera como lo indican las flechas de la Figura 1.21. El trapecio y el trapecoide descienden dando más espacio al escafoide, este último va descendiendo hasta un punto en el que

el ligamento lateral externo lo detiene, entonces la fila distal de huesos ahora comienza a moverse. La cabeza del hueso grande se desplaza hasta encajar en la parte cóncava del escafoides, el piramidal comienza a moverse hasta encajar sobre la parte cóncava del hueso ganchoso, una vez que sucede esto el piramidal ahora asciende hasta toparse con el cúbito, lo que representa un tope. El hueso grande asciende hasta reducir el espacio de movimiento del semilunar. Al terminar estos movimientos en la aducción los huesos quedan sin posibilidad de moverse, entonces se dice que quedan bloqueados, formando todos en su conjunto un bloque que no permite movimiento entre huesos.

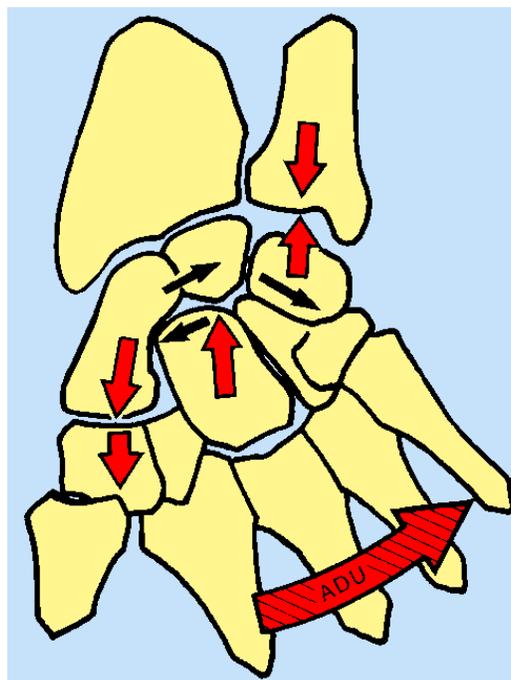


Figura 1.21 Las flechas indica el desplazamiento de los huesos del carpo durante la aducción [7]

FLEXOEXTENSIÓN

Durante la flexión se ha estimado que el 60% del desplazamiento ocurre en la parte mediocarpiana y el 40% en la zona radiocarpiana. En la Figura 1.22 se puede apreciar los puntos donde se da el desplazamiento. [8]

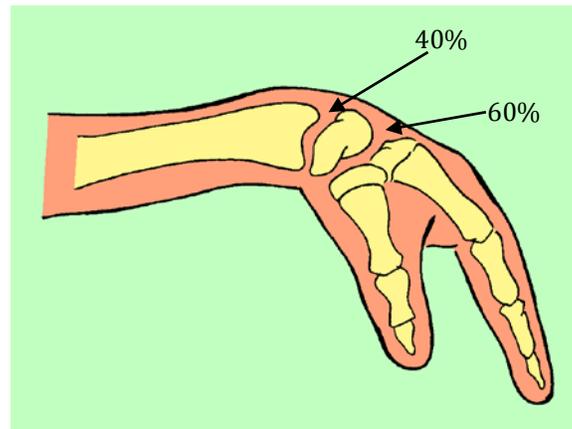


Figura 1.22 Se muestra el porcentaje de desplazamiento De cada articulación durante la flexión [8]

En el movimiento de extensión el hueso grande es el eje de giro. En promedio el 67% del movimiento ocurre en la articulación radiocarpiana y el movimiento en la articulación mediocarpiana es aproximadamente 33%, como se puede ver en la Figura 1.23. [8]

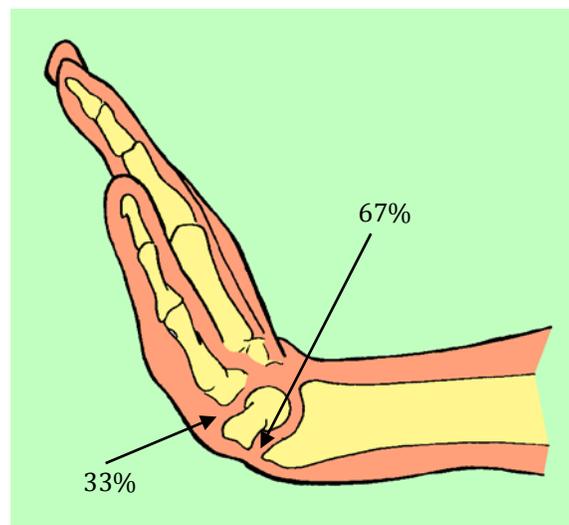


Figura 1.23 Se muestra el porcentaje de desplazamiento De cada articulación durante la extensión [8]



1.1.6 MÚSCULOS QUE ACTÚAN EN LA MUÑECA

Desde una vista anterior de la muñeca (palma de la mano), se puede observar en la Figura 1.24 los 3 músculos que hacen posible el movimiento de flexión y en la Figura 1.25 se puede ver la ubicación del músculo palmar mayor. Los 3 músculos que intervienen en la flexión son:

1. El palmar mayor
2. El palmar menor
3. El cubital anterior

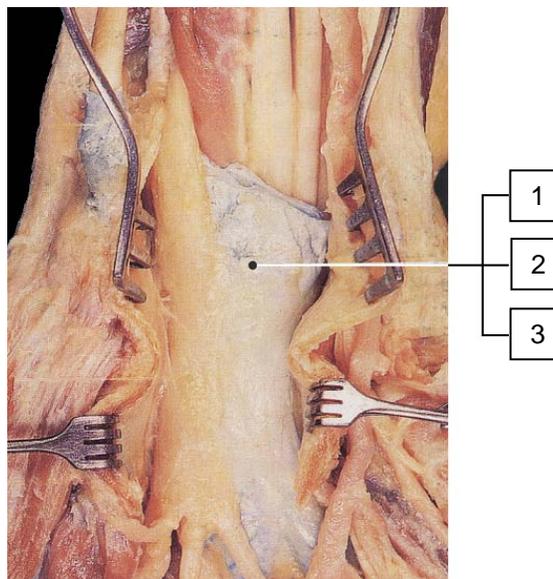


Figura 1.24 Vista anterior de la muñeca de una mano donde se muestran los músculos que generan el movimiento de flexión [6]

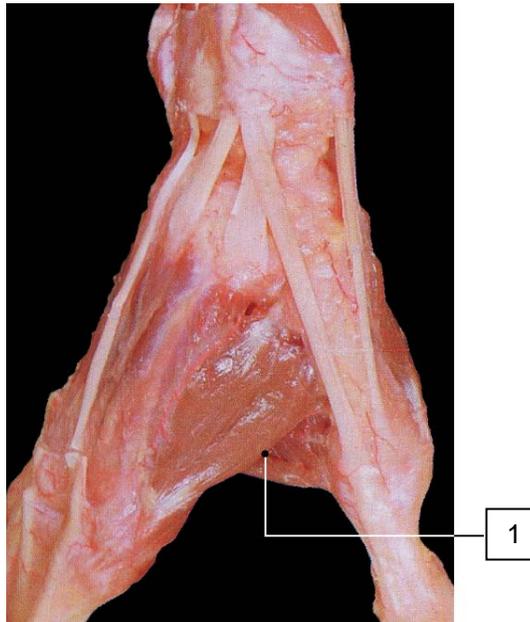


Figura 1.25 En esta ilustración el número 1 muestra el lugar donde termina el músculo palmar mayor [6]

Para generar el movimiento de extensión se tienen los siguientes músculos:

4. Cubital posterior
5. Segundo radial
6. Primer radial

En la Figura 1.26 se muestran los músculos encargados de generar el movimiento de extensión y también muestra los músculos que intervienen durante la abducción.

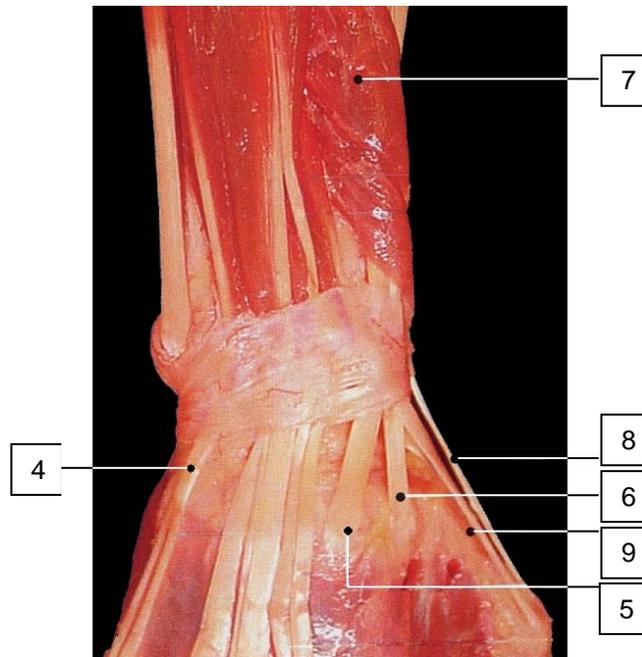


Figura 1.26 Músculos que intervienen en la extensión [6]

En la Figura 1.27 se muestran los músculos encargados del movimiento de aducción los cuales son:

3. Cubital anterior
4. Cubital posterior

En el movimiento de abducción intervienen los músculos:

5. Segundo radial
6. Primer radial
7. Abductor largo del pulgar
8. Extensor corto del pulgar
9. Extensor largo del pulgar

1.1.7 GRUPOS DE MÚSCULOS ENCARGADOS DE LOS MOVIMIENTOS DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN FLEXOEXTENSIÓN

Los músculos de la muñeca por lo general se clasifican en 4 grupos, cada uno de estos representa un movimiento de flexoextensión o de abducción-aducción. Cada grupo está conformado por 1 ó 2 músculos, la Figura 1.27 muestra la posición donde se encuentran estos músculos visto desde un corte transversal.

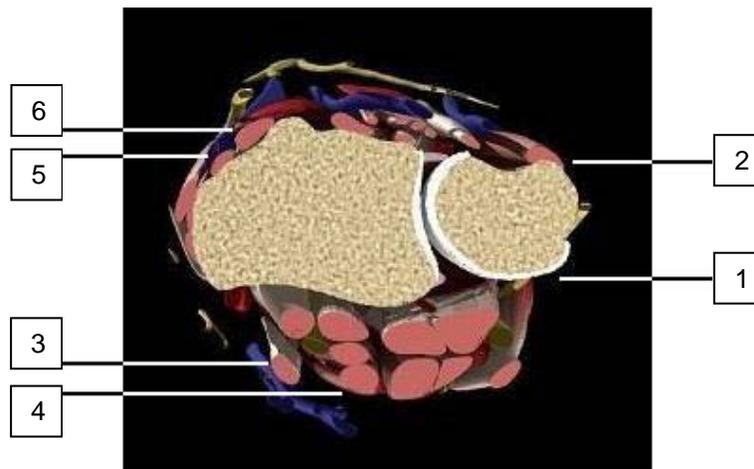


Figura 1.27 Músculos encargados del movimiento De flexoextensión y abducción-aducción [9]

A continuación se muestran los 4 grupos que intervienen en los movimientos de la muñeca.

Grupo 1

Cubital anterior (1).- Interviene en los movimientos de:

- Flexión
- Aducción

Grupo 2

Cubital posterior (3).- Interviene en los movimientos de:

- Extensión
- Aducción

**GRUPO 3**

Palmar mayor (3) y Palmar menor (4)

- Flexión
- Abducción

GRUPO 4

Primer radial (5) y Segundo radial (6)

- Extensión
- Abducción

Para realizar algún movimiento de la muñeca intervienen 2 grupos, la flexoextensión y la abducción-aducción es una combinación de la contracción o relajación de los músculos que conforman a éstos 2 grupos. En la Tabla 1.1 se puede ver el movimiento que realiza la muñeca y los grupos involucrados.

Tabla 1.1 Grupos que intervienen en cada uno de los 4 movimientos de la muñeca

MOVIMIENTO	GRUPOS QUE INTERVIENEN
Flexión	1 y 3
Extensión	2 y 4
Aducción	1 y 2
Abducción	3 y 4



CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES SOBRE PRÓTESIS, PATENTES Y ARTÍCULOS CIENTÍFICOS

2.1 ESTADO DEL ARTE DE LAS PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

La agencia para el Desarrollo Tecnológico del Departamento de Defensa de los Estados Unidos (*DARPA* por sus siglas en inglés), se encuentra financiando un proyecto de \$71.2 millones [10] de dólares para el desarrollo de una prótesis de miembro superior que pueda realizar muchas de las funciones que hace una mano, como manipular una moneda, quitar la cáscara a una fruta o percibir la temperatura de una botella de refresco. No se busca desarrollar una prótesis que pueda desarrollar una fuerza sobrehumana, se desea crear una prótesis funcional que le permita a la persona realizar los mismos movimientos que haría una mano. El objetivo que persigue el Departamento de Defensa es el desarrolla prótesis funcionales para los soldados veteranos de las guerras de Irak y Afganistán que han perdido algún miembro. Hasta el 1 de Agosto de 2008 este número era de 1214 veteranos que han perdido algún miembro. El programa patrocinado por la *DARPA* se le conoce como *Revolutionizing Prosthetics 2009 (RP 2009*, por sus siglas en inglés).

El impulso de este proyecto también tiene como objetivo el contrarrestar el rezago que existe en el desarrollo tecnológico de prótesis de miembro superior. La tecnología en el desarrollo de este tipo de prótesis en cuestiones de diseño ha avanzado poco en casi 100 años, en cambio en lo que se refiere a materiales si ha mejorado bastante [11], hay quienes incluso afirman que se emplea la misma tecnología usada durante la Guerra Civil de los EE. UU. [15]. En la Figura 2.1 se puede ver una prótesis de miembro superior patentada en 1912 por David W. Dorrance. Esta prótesis consiste en un dispositivo que se coloca en el antebrazo y contiene una pinza con forma de gancho en su parte distal, la cual es controlada con el movimiento del codo.

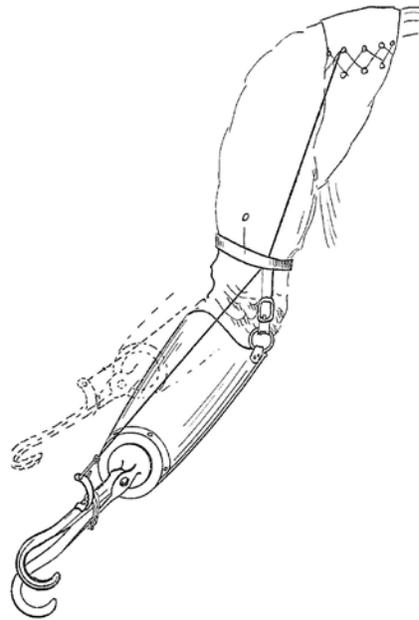


Figura 2.1 Prótesis de miembro superior patentado en 1912 [12]

Se presenta en la Figura 2.2 otra prótesis con número de registro 4,613,331 y patentada en el año de 1986, como se puede ver en esta ilustración, la prótesis cumple con las mismas funciones que el dispositivo desarrollado por Dorrance en 1912 y que se muestra en la Figura 2.1

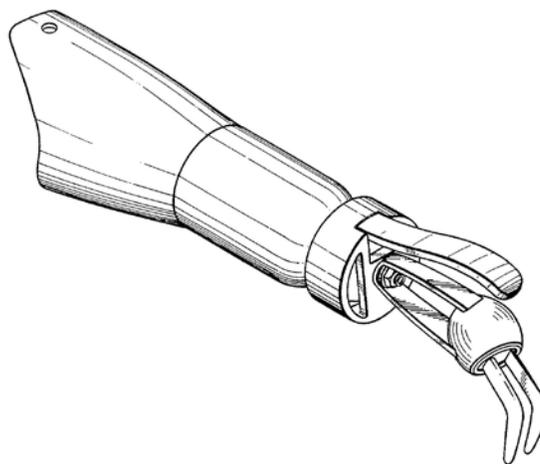


Figura 2.2 Prótesis de miembro superior patentada en el año de 1986 [13]

La siguiente patente con número 5,888,235 posee los mismos grados de libertad que las 2 prótesis anteriores y cuenta con un mecanismo en el codo que permite que el antebrazo se quede enclavado en una posición. Esta prótesis fue desarrollada por la compañía *Sarcos, Inc.* quien ha trabajado en el desarrollo de la prótesis *Utah arm*.

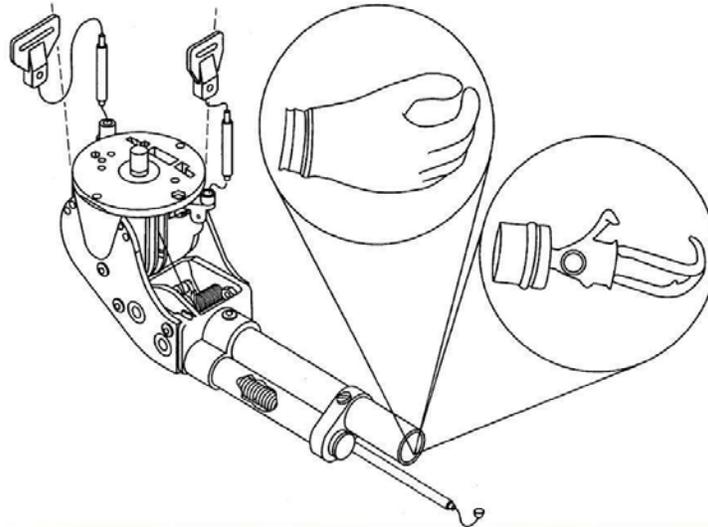


Figura 2.3 Patente con articulación en el codo, esto permite que la prótesis quede enclavada en una posición [14]

La realización de este proyecto involucra áreas como mecatrónica, electrónica, neurociencia, procesamiento de señales, anatomía y el desarrollo de mejores baterías. Se espera que éste proyecto que inició en 2005, para finales del 2009 se encuentre en etapas de prueba y apruebe los estándares de la *Food and Drug Administration (FDA)*, por sus siglas en inglés) en los EE. UU. Para que aprobar su empleo de manera comercial [15].

Las instituciones involucradas en el desarrollo de este proyecto son el Instituto de Rehabilitación de Chicago, *OrthoCare* en *Oklahoma* y el Laboratorio de Física Aplicada de la Universidad Johns Hopkins.

Entre los objetivos de este proyecto era que para el 2007 se desarrollara una prótesis que empleara mecanismos de control no invasivos, también se tiene por objetivo que esta pueda ser controlada biológicamente y se pueda tener una

retroalimentación así la persona pueda percibir temperatura, presión y la posición de la prótesis. También se debe de tener en cuenta restricciones de espacio y masa de la prótesis [16]. La Figura 2.4 muestra un prototipo con la apariencia física deseada para una prótesis de miembro superior.

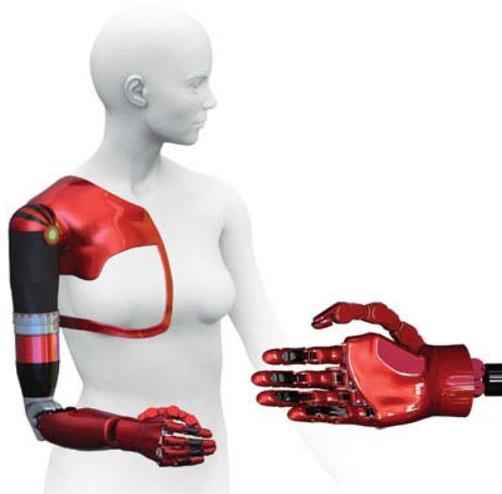


Figura 2.4 Prototipo de prótesis desarrollada en el programa RP 2009 [10]

2.2 INTERFASE PRÓTESIS-HUMANO

Por otra parte el Instituto de Rehabilitación de Chicago (*RIC*, por sus siglas en inglés) es el encargado de desarrollar el procedimiento quirúrgico que conecta nuevamente los nervios del miembro amputado para que puedan servir en la etapa de control y así el paciente pueda manejar la prótesis (alrededor de 22 grados de libertad) empleando señales nerviosas. Este procedimiento quirúrgico direcciona los nervios residuales del miembro perdido ya que estos se encuentran todavía funcionando pero no están conectados a nada, así que estos nervios son direccionados hacia el pecho. Tras esperar un tiempo de recuperación que permita conectar los nervios en su nueva posición, son conectados electrodos en el pecho los cuales reciben las señales electromagnéticas generadas por los músculos del pecho, empleando algoritmos de procesamiento de señales; estas se transforman en instrucciones que la computadora de la prótesis interpreta y convierte en movimientos.

2.2.1 SENSACIÓN DE TEMPERATURA Y PRESIÓN

Un avance importante en esta área ha sido el descubrir que los nervios que fueron direccionados nuevamente también recuperaron funciones como el sentir temperatura o presión, se descubrió que al tocar el pecho del paciente este tenía la sensación de que se estaba tocando la mano del miembro amputado. En base a este descubrimiento la universidad Northwestern desarrolló un sensor que se conoce con el nombre de *tactor* [17].

Para funcionar se necesita colocar sensores en la prótesis, estos proporcionan información como temperatura o presión, lo que le permite al *tactor* reproducir éstas sensaciones en el pecho del paciente. Este dispositivo tiene que ser pequeño, ligero y consumir poca energía eléctrica. El tamaño es un factor importante ya que entre más pequeño sea este dispositivo permitirá la colocación de una mayor cantidad de estos sensores en una misma área y así tener una sensación con una mayor aproximación a la realidad. En la Figura 2.5 se puede apreciar un modelo *CAD* de este sensor.

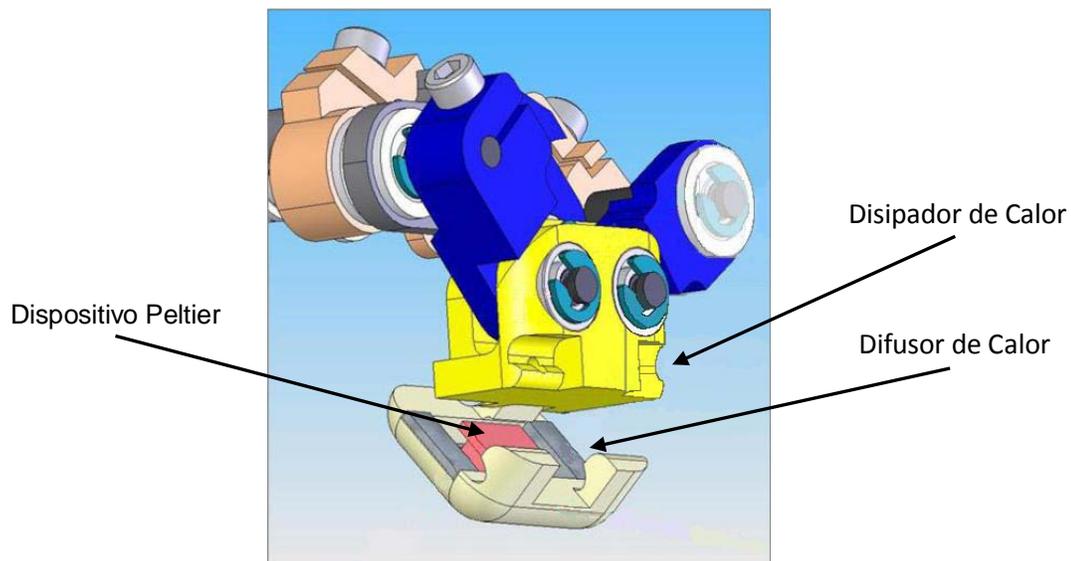


Figura 2.5 Dibujo en CAD de un sensor de tacto donde se muestran las partes que lo componen [17]



Efecto Peltier

Este efecto sucede cuando se tiene una intensidad de corriente que circula por un circuito formado por 2 metales o semiconductores diferentes unidos entre sí, (uno de tipo n y el otro de tipo p). Al circular la corriente por el circuito, uno de los semiconductores se enfría, mientras que el otro aumenta su temperatura, esto se debe a que al momento de hacer circular una corriente. Los electrones en el material tipo n se dirigen hacia la terminal positiva provocando un exceso de estos en la región cercana a esta terminal, esto provoca un aumento de la temperatura en esta región. En la región p el flujo de los electrones provoca que exista una carga positiva cerca de la terminal negativa. Los elementos que se han desplazado cerca de las terminales positiva y negativa al tener una mayor energía cinética, ésta se manifiesta en forma de calor, esta parte expulsará calor, mientras que la otra parte del circuito absorberá calor del entorno [32].

Reinervación Dirigida

Este tipo de sensores son empleados principalmente en pacientes a quienes se les ha practicado el procedimiento conocido como cirugía de reinervación dirigida (*targeted reinnervation surgery* o *TRI*). Este procedimiento quirúrgico redirecciona los nervios que irían hacia el brazo amputado y los transfiere al pecho del paciente. Estos nervios comienzan a crecer en este músculo y recuperan su funcionalidad, así el paciente cuando percibe algo en el pecho tiene la sensación de que está percibiendo algo con la mano y cuando el paciente piensa en mover la mano o los dedos la señal que viene del cerebro se traduce en un movimiento del músculo en el pecho, el paciente también puede percibir sensaciones de temperatura como calor o frío. Una de las mayores ventajas de este procedimiento es que se emplean los músculos en el pecho como amplificadores de señales biológicas, ya que la tecnología anterior lo que hace es tomar la señales de las terminaciones nerviosas residuales del muñón para después amplificarlas lo que requiere de *hardware* y una fuente de poder, en cambio con la reinervación dirigida las señales se encuentran ya amplificadas y solo tiene que ser interpretadas [17].

En la propuesta de sensor desarrollada por Keehoon Kim, éste puede reproducir un rango de temperatura de 15° a 40° [C], el área del sensor es de 4.8 x 11.0 [mm] y la temperatura cambia a una velocidad de 0.3° [C/seg]. En la siguiente tabla se muestra la interpretación que se le puede dar a las variaciones de temperatura.



Tabla 2.1 Se muestran las interpretaciones que el cuerpo humano da a los diferentes rangos de temperatura que percibe del ambiente [17]

SENSACIÓN	TEMPERATURA [°C]
caliente(con dolor)	> 48
caliente	40 - 48
temperatura en los dedos	32
frio	15 - 20
frio (con dolor)	< 15

2.2.2 SENSORES MIOELÉCTRICOS

Para el funcionamiento de la prótesis se requiere que el cuerpo humano envíe señales a esta a través del movimiento de los músculos del pecho. Una solución a este problema es conectar electrodos al pecho del paciente que amplifican las señales electromagnéticas generadas por el movimiento de estos músculos. Para poder controlar una prótesis con varios grados de libertad se requiere de muchas señales de control las cuales son generadas por el paciente. La desventaja de esta solución es que para el paciente es incómodo tener electrodos conectados a su cuerpo y por cuestiones de espacio el número de electrodos conectados es limitado, también se tiene el inconveniente de que los electrodos tendrían que ser conectados diariamente al paciente y asegurarse de que estén conectados en el lugar indicado lo que podría tardar horas. Otro problema es que estas conexiones pueden provocar infecciones en el paciente.

Una solución que se está desarrollando actualmente es el implantar estos electrodos debajo de la piel. Este sistema trabaja de manera inalámbrica y son del tamaño de un arroz, se les conoce con el nombre de Sensores Mioeléctricos Inyectables (*Injectable MyoElectric Sensors, IMES*) [18].

Este sensor consiste en un encapsulado que contiene un solo chip con bobinas de transmisión y recepción. Para su funcionamiento son implantados varios de estos sensores en el paciente, estos reciben energía eléctrica a través de un campo magnético a una frecuencia de 121 [KHz]. Este campo magnético es modulado para enviar señales de control a cualquiera de los sensores implantados.



Las señales eléctricas generadas por los músculos al contraerse o relajarse son amplificadas y digitalizadas por los *IMES*, un Controlador de Telemetría (*Telemetry Controller*) recibe mediante radiofrecuencia la información obtenida la cual es recolectada de manera secuencial. Este controlador demodula la información recibida y el Controlador de la Prótesis interpreta la información y la convierte en órdenes que controlan el movimiento de la prótesis.

2.2.3 CONTROL DE PRÓTESIS CON EL CEREBRO

Actualmente se está desarrollando en el Laboratorio de Instrumentación y Neuroingeniería de la universidad Johns Hopkins un procedimiento que permita a una persona mover una prótesis mediante la detección de señales eléctricas generadas por el cerebro.

El procedimiento consiste en conectar en la cabeza de un voluntario un arreglo de 64 electrodos los cuales monitorean sus ondas cerebrales. Estos electrodos lo que hacen es detectar la actividad eléctrica generada por las neuronas.

Cuando no se realiza ningún movimiento de la mano, las ondas cerebrales registran una actividad regular sin cambios. Al mover la mano estas ondas se alteran. Estas ondas pueden interpretarse y emplearse para controlar ya sea una mano en un ambiente virtual o una mano mecánica, a estos se le llama interface computadora cerebro (*brain-computer interface, BCI*) [19].

2.3 DISEÑOS PATENTADOS

2.3.1 PROTESIS DE MUÑECA MULTIFUNCIONAL

Esta prótesis con número de patente US 7,048,768 B1 no tiene actuadores y puede ser conectada al antebrazo o a otra prótesis. Es capaz de genera un movimiento de pronosupinación de 270° y una flexoextensión de 0° a 50° con tres posiciones diferentes donde la prótesis queda enclavada. En el extremo distal de la prótesis se puede conectar y desconectar rápidamente dispositivos terminales como ganchos, herramientas, manos eléctricas, entre otros. En la siguiente figura se puede apreciar un dibujo de la prótesis antes descrita.

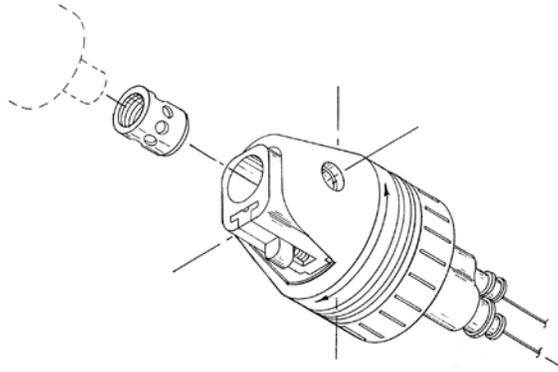


Figura 2.6 Esta prótesis de muñeca es capaz de realizar pronosupinación y un movimiento de flexión máximo de 50° y 3 diferentes posiciones [20]

A continuación se presenta otra prótesis de muñeca patentada en el año de 1946. Al comparar esta prótesis con la prótesis descrita anteriormente se puede ver que el avance tecnológico en prótesis de muñeca en los últimos 50 años no ha sido mucho [11], la mayor diferencia entre estas 2 prótesis es que la patentada en el año 2006 agrega un grado de libertad que en este caso es la flexión.

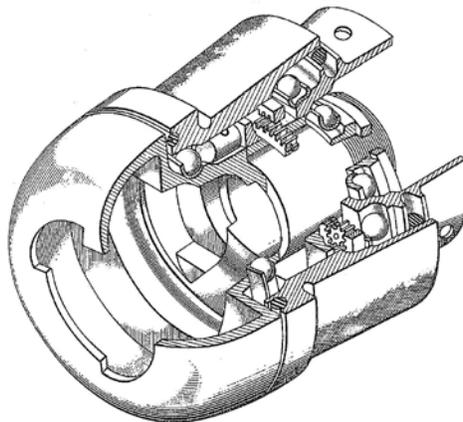


Figura 2.7 Prótesis de muñeca capaz de realizar solamente pronosupinación [21]

2.3.2 REMPLAZO TOTAL DE MUÑECA

A continuación se presentarán algunas patentes que ilustran dispositivos para remplazo total de muñeca.

La siguiente patente con número 4,478,661 patentada en el año de 1988 muestra una prótesis para remplazo total de muñeca. En el documento se habla la complejidad de modelar la cinemática de la muñeca, por esta razón mucho del conocimiento obtenido para el diseño de la prótesis se basó en el conocimiento práctico, como son las operaciones de remplazo de muñeca (artroplastias). La Figura 2.8 muestra desde un plano sagital la palma de la mano con la prótesis realizando un movimiento de aducción. Los huesos de la hilera proximal del carpo han sido sustituidos y se ha removida parte del hueso en el radio, en el carpo y en el metacarpo para poder anclar la prótesis en la muñeca.

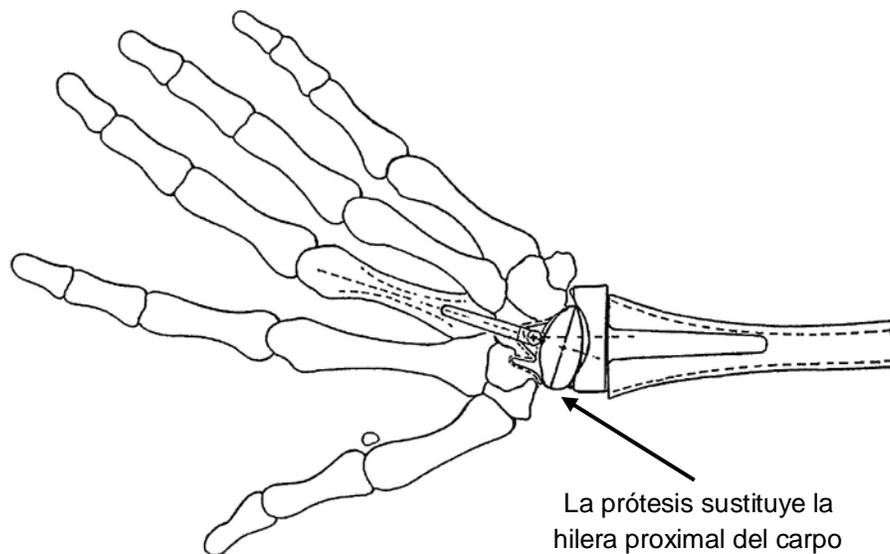


Figura 2.8 Esta prótesis de muñeca es colocada en el cuerpo humano mediante un procedimiento quirúrgico conocido como artroplastia [22]

En la siguiente ilustración se puede ver desde un plano frontal la misma prótesis realizando un movimiento de extensión.

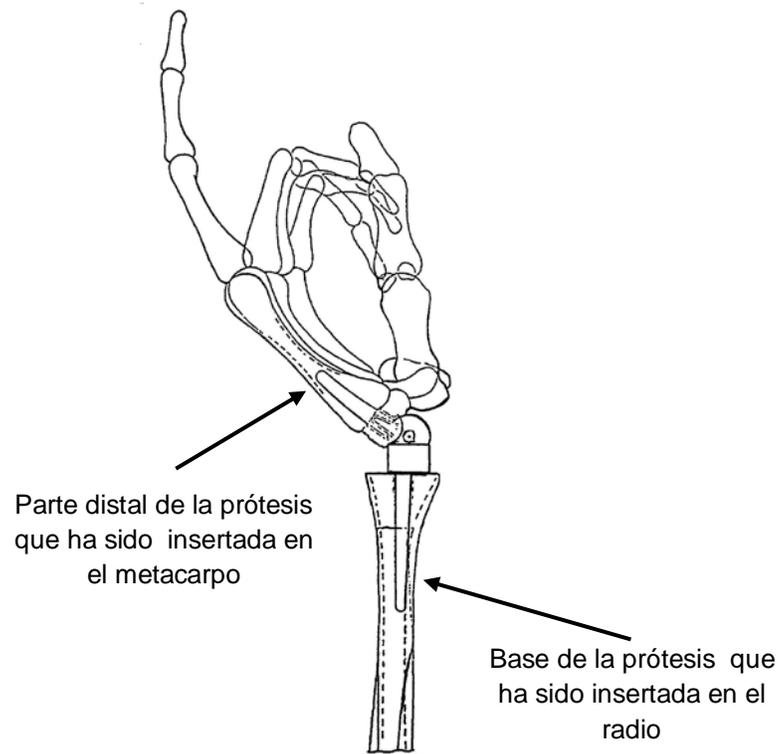


Figura 2.9 Vista lateral donde se indican los puntos del cuerpo humano donde ha sido fijada la prótesis [22]

La siguiente patente con número 5,458,646 patentada en el año de 1995. En esta prótesis se buscó que el centro de rotación de la prótesis coincidiera con el centro de rotación que se tiene en una muñeca natural (la región cercana a la cabeza del hueso grande). La prótesis está formada por una parte proximal que tiene un contorno en forma de elipse y una superficie cóncava. La parte distal de la prótesis está formada por una superficie en forma de elipse y convexa.

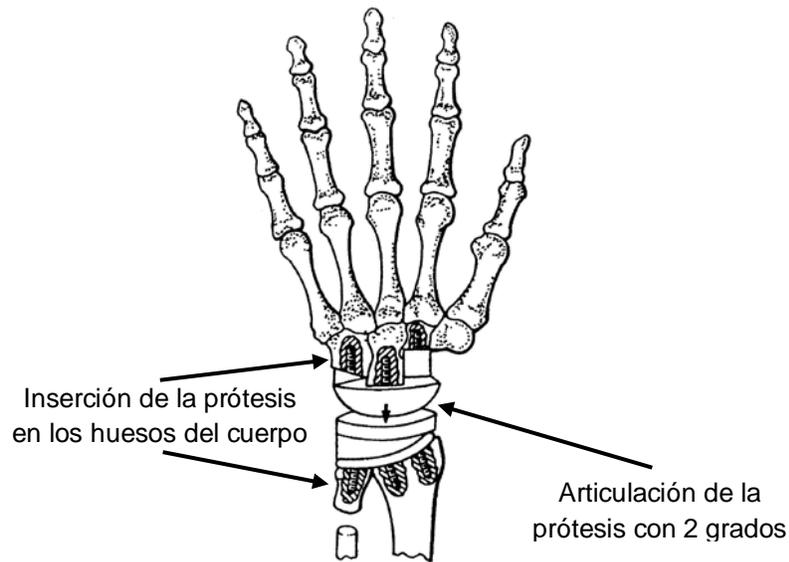


Figura 2.10 En esta prótesis los ejes de giro de flexoextensión y abducción-aducción se encuentran contenidos en un mismo plano [23]

La siguiente patente con número US 6,890,358 B2 muestra un diseño similar a la prótesis anterior patentada 10 años antes. En la siguiente Figura el dibujo de la izquierda muestra las 2 partes que componen a la prótesis y el dibujo de la derecha muestra desde una vista isométrica la parte distal de la misma prótesis.

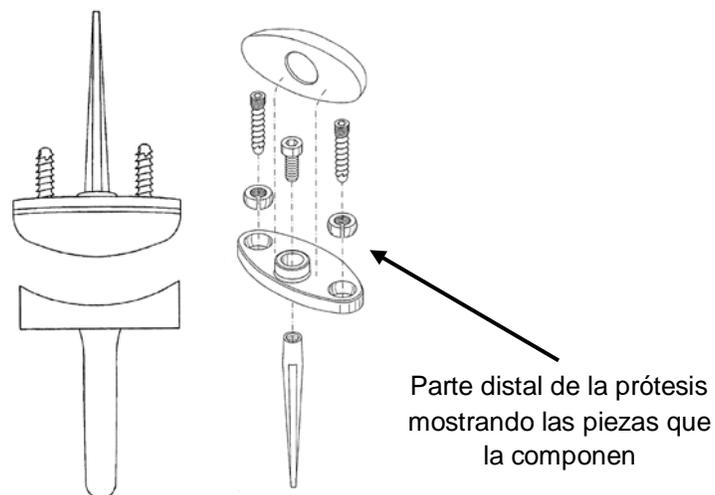


Figura 2.11 La ilustración muestra las 2 piezas que componen la prótesis de muñeca [24]

2.4 MECANISMOS EN ROBOTS HUMANOIDES

2.4.1 MANO Y BRAZO ROBÓTICO

Desarrollado por *Anybots, Inc.* y patentado a finales del 2007 está formado por una mano que cuenta con 5 dedos los cuales son manejados por actuadores independientes, además de que las articulaciones de cada dedo se mueven de manera independiente y cuentan con movimiento de flexoextensión y abducción-aducción. La muñeca es controlada por 2 actuadores neumáticos. Sus movimientos se asemejan mucho a los de una mano humana y de todos los modelos humanoides patentados es el que reproduce con más realismo los movimientos de muñeca y mano. La Figura 2.18 muestra desde una vista palmar un dibujo de la mano y la muñeca.

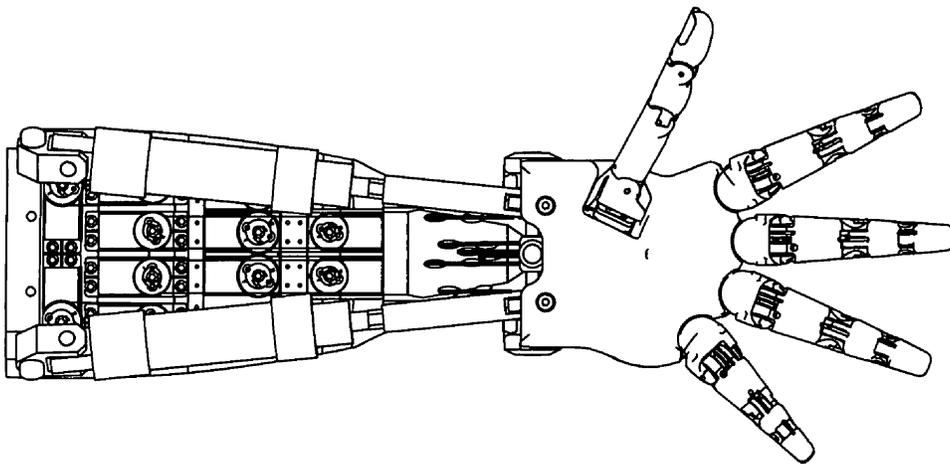


Figura 2.18 Mano y muñeca desarrollada por Anybots Inc. [27]

Para el movimiento de los dedos, este diseño emplea poleas en lugar de engranes, lo que reduce la fricción entre los componentes del mecanismo. Este diseño permite que la muñeca se mueva libremente sin que esto afecte la posición en que se encuentra cada dedo y sus respectivas articulaciones. En la siguiente ilustración se puede apreciar los movimientos de muñeca que posee este brazo.

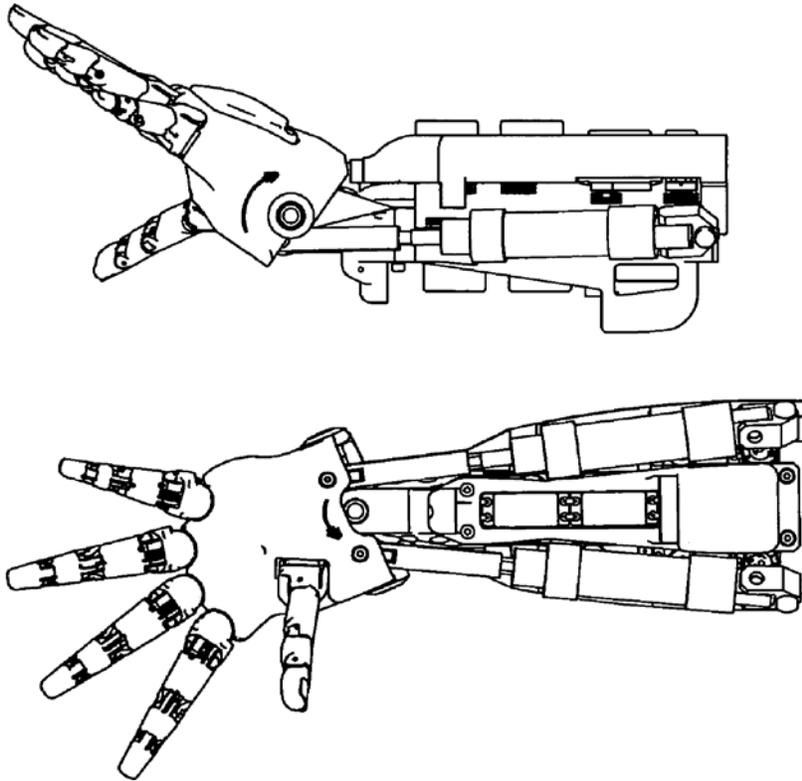


Figura 2.19 Mano humanoide desarrollada por *Anybots, Inc.*. La ilustración superior muestra el mecanismo en extensión, mientras que la ilustración inferior muestra el mismo mecanismo en abducción [27]

La Figura 2.20 presenta un diseño basado en el mecanismo de la mano antes descrita. Una de las desventajas de este mecanismo es que emplea actuadores neumáticos, esto sería difícil de implementar en una prótesis, además de que el mecanismo requiere de muchas piezas no estándar y necesita de una cubierta que proteja todo el mecanismo para evitar que este pueda trabarse debido a la presencia de cuerpos extraños.

La ventaja de este mecanismo es que con solo 2 actuadores se puede hacer girar la mano hacia los lados y hacia arriba y hacia abajo.

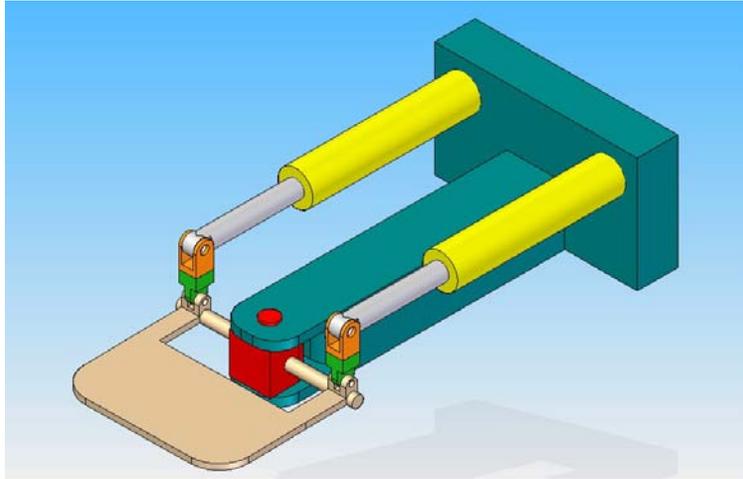


Figura 2.20 Reproducción en CAD del mecanismo de mano y muñeca desarrollado por *Anybots, Inc.*

2.4.2 ROBOT ASTRONAUTA HUMANOIDE

Actualmente la NASA (Agencia Espacial de los EE. UU.) se encuentra desarrollando el *Robonaut*. Hoy en día los astronautas realizan en el espacio exterior tareas peligrosas de construcción y reparación en la Estación Espacial Internacional (ISS, por sus siglas en inglés), por esta razón se tiene como objetivo el desarrollo de un robot que realice estas tareas, pero que al mismo tiempo pueda manejar las herramientas diseñadas para los astronautas. En la la Figura 2.21 se puede apreciar el diseño de la muñeca el cual también es activado por dos actuadores.

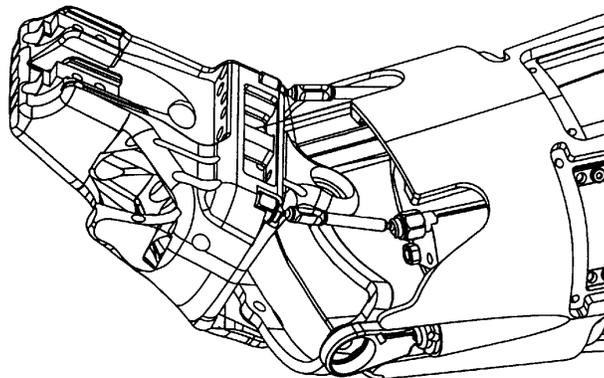


Figura 2.21 Muñeca humanoide diseñada por la NASA [28]

Este mecanismo fue patentado en junio de 2001. En la siguiente ilustración se dibujó el mecanismo que reproduce los movimientos de la muñeca.

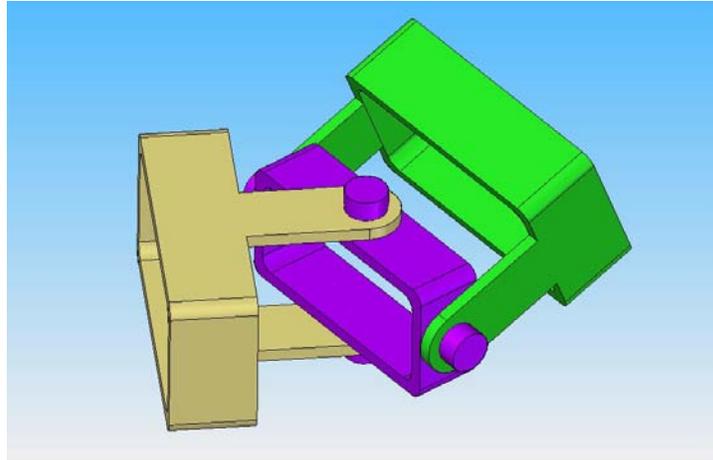


Figura 2.22 Configuración del mecanismo desarrollado para la muñeca del *Robonaut* [28]

2.4.3 MUÑECA EN BRAZO HUMANOIDE

El siguiente mecanismo de muñeca con número de patente 5,447,403 también es capaz de realizar el movimiento de la mano hacia los lados y hacia arriba y abajo, a diferencia del mecanismo anterior la línea de acción de los 2 ejes de movimiento no se intersecan. En la siguiente Figura se aprecia la forma del mecanismo.

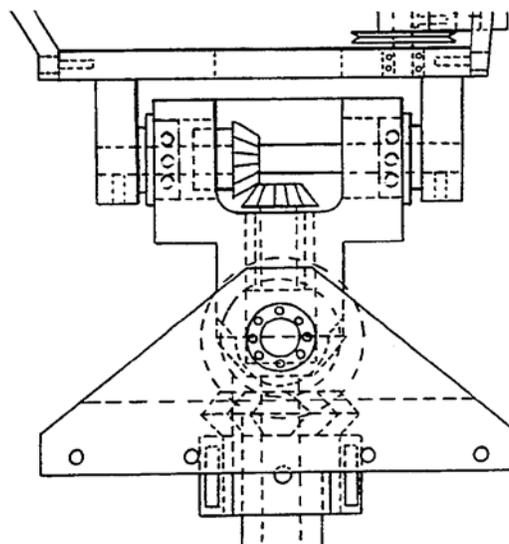


Figura 2.23 Muñeca humanoide [29]

La siguiente imagen muestra el movimiento del mecanismo.

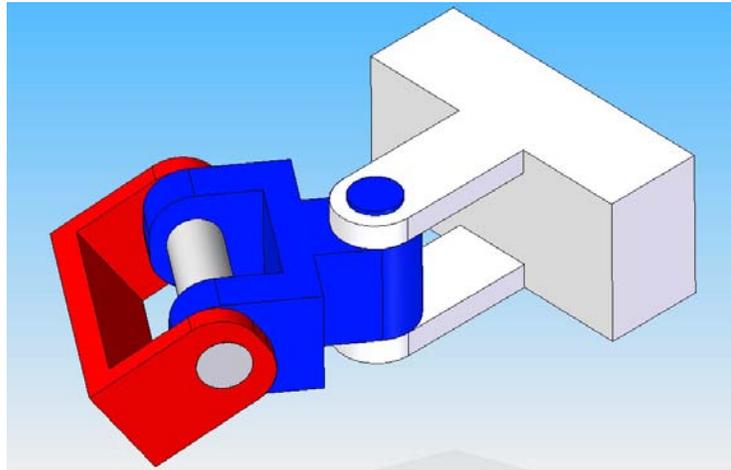


Figura 2.24 Mecanismo de articulación de la muñeca

2.5 MANOS ROBÓTICAS

2.5.1 *I-LIMB Hand*

Componentes de la prótesis

La Figura 2.12 muestra las partes que conforman a la *I-LIMB Hand* conectada a una prótesis. La mano, el conector estándar de muñeca y la batería fabricados por *Touch Bionics* son compatibles con la mayoría de las prótesis de miembro superior que actualmente hay en el mercado.

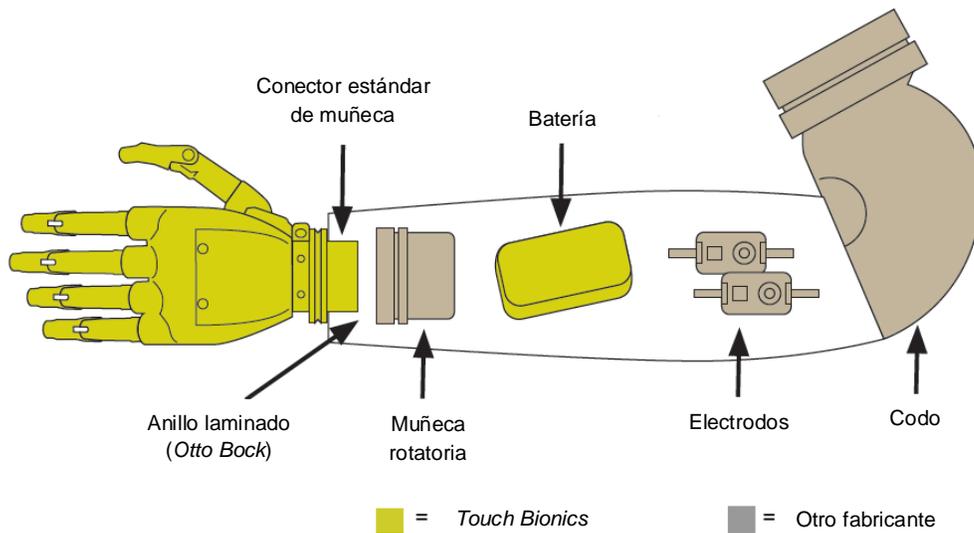


Figura 2.12 El conector estándar de la prótesis *I-LIMB Hand* permite que ésta sea compatible con cualquier prótesis existente actualmente en el mercado [25]

Características de la mano *I-LIMB Hand*

- Capacidad de carga de la mano: 44 [libras]
- Fuerza en la palma de la mano: 21 [libras]
- Voltaje de entrada: 7.4 [V]
- Masa:
 - 1) Mano regular: 518 [g]
 - 2) Mano pequeña: 508 [g]
 - 3) Mano bajo perfil: 450 [g]
- Fuente de alimentación: Batería *Lithium Ion* i-LIMB
- Tiempo de recarga de la batería: 2 a 4 horas

Dimensiones

En la Figura 2.13 se muestran las dimensiones en milímetros de diferentes modelos de la prótesis *I-LIMB Hand*, se fabrican 3 tamaños de prótesis. La Figura 2.14 muestra una ilustración de la prótesis y la Figura 2.15 muestra las piezas que componen a uno de los dedos, su diseño modular permite que el usuario sólo tenga que remover un tornillo para poder cambiar un dedo y sustituirlo por otro si este deje de funcionar o requiera de mantenimiento, a diferencia de otras prótesis las cuales requieren ser enviadas a un especialista, en estos casos el paciente tiene que hacer sus actividades cotidianas sin su prótesis por un periodo de tiempo que puede durar semanas o meses.

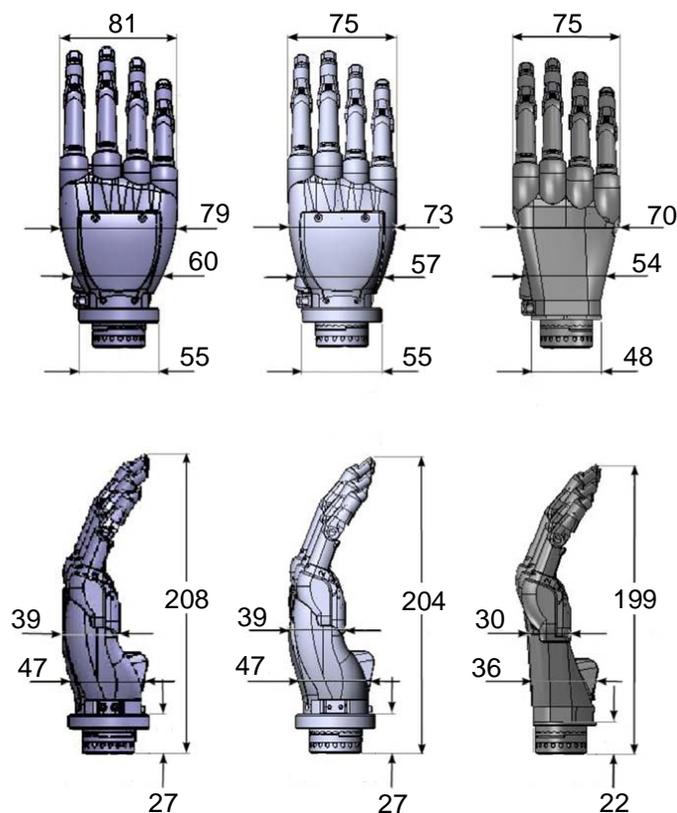


Figura 2.13 Se muestran las principales medidas en milímetros de los 3 tamaños de prótesis que fabrica *Touch Bionics* [25]

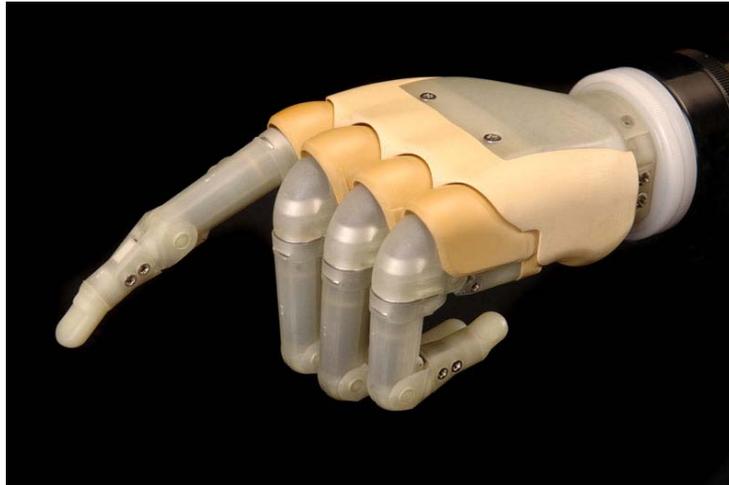


Figura 2.14 Ilustración que muestra la prótesis de mano *I-LIMB Hand* [25]



Figura 2.15 La ilustración muestra las partes que componen uno de los dedos de la prótesis [25]

2.5.2 SHADOW HAND

Shadow Hand es una avanzada mano robot humanoide que tiene la capacidad para reproducir lo más fielmente posible el movimiento generado por los 24 grados de libertad de la mano humana, ha sido diseñada para brindar una fuerza similar a la generada por la mano humana, además de que cuenta con sensores que imitan en parte la sensibilidad de la mano humana. A continuación se presentan las medidas antropométricas de la mano, estas medidas se basaron en las medidas antropométricas del equipo de ingenieros que participaron en el proyecto.



Dimensiones

Tabla 2.2 Se muestran las principales dimensiones de la mano humanoide *Shadow Hand* [26]

PARTE DE LA MANO HUMANOIDE	DIMENSIONES [mm]
Longitud dedo	100
Longitud de pulgar	102
Longitud de la palma	99
Espesor de la palma	22
Ancho de la palma	84
Espesor de la base del pulgar	34
Antebrazo	434

Masa

La mano, los sensores y los músculos de aire tienen una masa de 3.9 [Kg], su centro de masa se encuentra aproximadamente a 160 [mm] de la base

Material

La mano artificial está formada por los siguientes materiales:

- Hueso del antebrazo: Acero
- Palma de la mano: Acetil, aluminio, policarbonato
- Dedos: Acetil, aluminio, uñas de los dedos de policarbonato y poliuretano para simular la piel
- Base: Acetil, goma, latón



Actuadores

- 40 músculo de aire montados en el antebrazo

Fuente de Energía

- Electrónica: 0.5 [A] @ 8 [V]
- Válvulas: 1 [A] @ 28 [V]

Libertad de Movimiento

El fabricante da las especificaciones sobre el rango de movimiento de las articulaciones que cumplen la función de la muñeca, el rango de movimiento en flexoextensión es menor al que realiza una muñeca en el cuerpo humano a diferencia del movimiento de abducción-aducción es mayor [7]. La Tabla 2.3 muestra los rangos de movimiento en esta mano, los movimientos de flexión y aducción están indicados con un signo negativo.

Tabla 2.3 Rango de movimiento de la *Shadow Hand* en muñeca [26]

MOVIMIENTO	RANGO [grados]
Flexoextensión	-40 a 20
Abducción-aducción	-55 a 45

Modelo de las Articulaciones

A continuación se presenta en la Figura 2.16 un modelo donde el fabricante muestra las articulaciones de mano y muñeca de la *Shadow Hand*, las flechas indican el lugar donde se encuentra la articulación que reproduce el movimiento de flexoextensión y abducción-aducción.

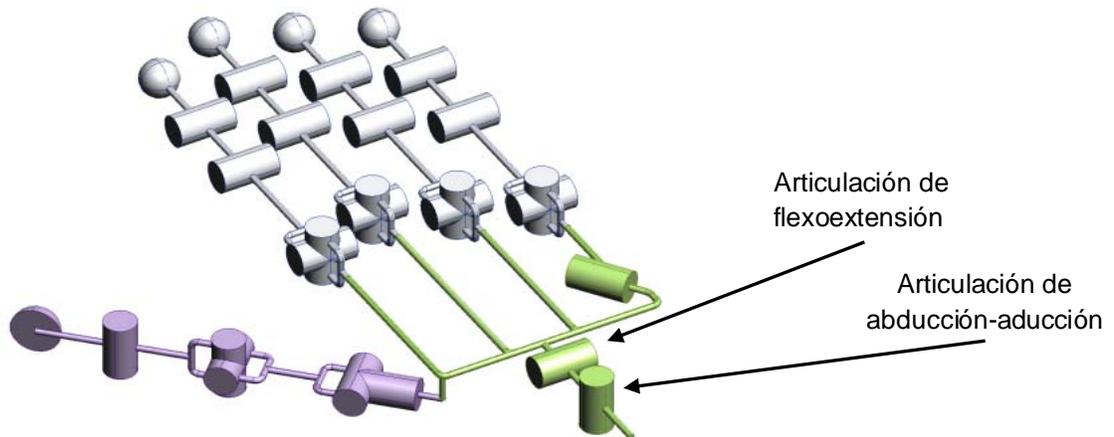


Figura 2.16 Modelo de la *Shadow Hand* donde se muestran las articulaciones que la componen [26]

Como se puede ver en la figura anterior, esta mano cuenta con el movimiento de abducción-aducción y el de flexoextensión, la desventaja es que el mecanismo es pesado y de grandes dimensiones como se puede apreciar en la siguiente figura, esto lo descarta para su empleo como prótesis.



Figura 2.17 *Shadow Hand* [26]

2.6 PROYECTOS FINANCIADOS POR LA DARPA

Como se comentó anteriormente, el gobierno de los EE. UU. a través de la *DARPA* financia un programa cuyo objetivo es desarrollar una prótesis de brazo totalmente funcional para los veteranos de Irak y Afganistán que han sufrido algún tipo de amputación en miembro superior. A continuación se presentan los 3 proyectos que hasta el momento han realizado los mayores avances en el desarrollo de una prótesis total de miembro superior.

2.6.1 PROTO 1

Desarrollado en el Laboratorio de Física Aplicada de la Universidad Johns Hopkins principalmente busca cumplir la mayoría de las funciones que realiza un brazo humano. Se espera que este prototipo tenga los mismos grados de libertad que el brazo de una persona, además de contar con sensores para percibir objetos, sensores de temperatura y sensores de posición. La siguiente figura muestra la prótesis hasta el codo [33].

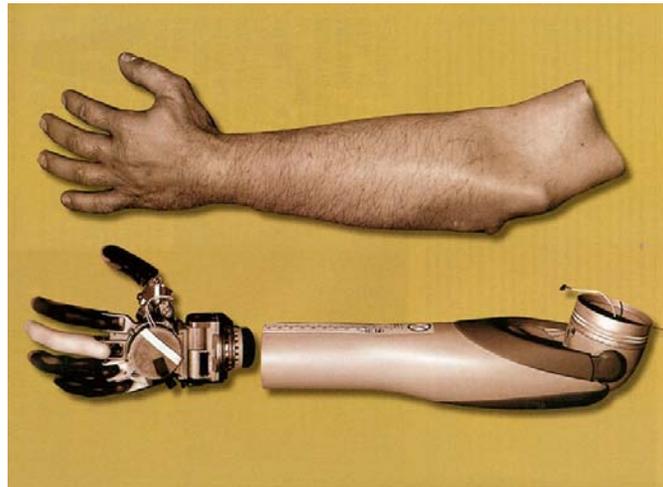


Figura 2.18 Modelo de la prótesis mostrando el recubrimiento que simula la piel humano [33]

2.6.2 KUIKEN ARM

Desarrollado en el Centro de investigaciones *McCormick*, en colaboración con la Escuela de Medicina Feinberg de la Universidad Northwestern y el Instituto de Rehabilitación de Chicago (*RIC*) tiene como objetivo desarrollar una prótesis de

miembro superior [31]. La siguiente figura muestra la prótesis la cual puede realizar los siguientes movimientos:

- Flexoextensión del brazo
- Pronosupinación del brazo
- Flexoextensión del codo
- Pronosupinación del antebrazo
- Flexoextensión de la muñeca
- Flexoextensión del pulgar

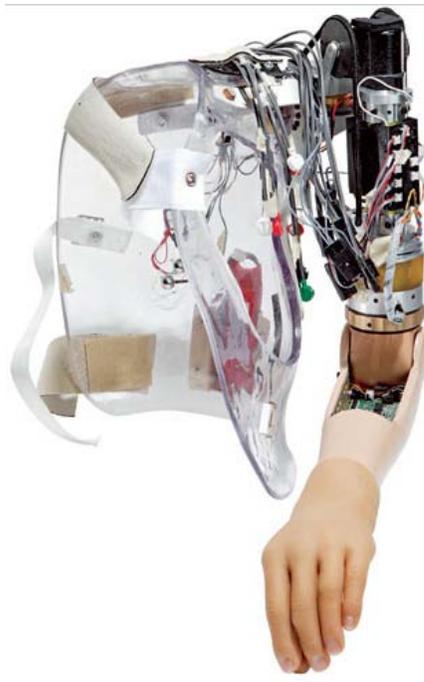


Figura 2.19 Modelo de prótesis de brazo con sistema de sujeción al cuerpo humano [31]

2.6.3 LUKE ARM

Diseñado por Dean Kamen y su equipo en *Deka Research and Development Corp.* es un proyecto que inició en el 2007 y para el año 2008 se encontraba en pruebas por parte de la *Food and Drug Administration (FDA)* y posiblemente para el año 2009 esté listo para ser usado por los veteranos que regresen a EE. UU. provenientes de Irak y Afganistán. Para su control esta prótesis no empleará

métodos invasivos, una de las ventajas de este diseño es que el paciente puede ponerse y quitarse la prótesis con mucha facilidad además de que no requiere de mucho tiempo para “conectar” la prótesis al cuerpo. Cuenta con 18 de los 22 grados de libertad que tiene el brazo humano y puede de realizar muchas de las funciones que puede hacer un brazo humano como agarrar y manejar un talador, abrir una puerta, saludar de mano a una persona, sujetar un envase de refresco, agarrar una pluma o una llave. Las siguientes figuras muestran esta prótesis.

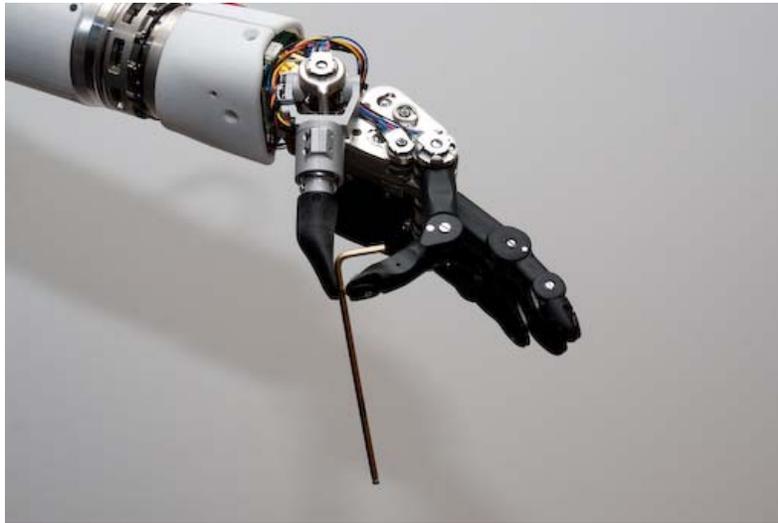


Figura 2.20 *Luke Arm* sosteniendo una llave *allen* esto muestra su capacidad para realizar un agarre de precisión [34]



Figura 2.21 El *Luke Arm* tiene la capacidad de tomar un objeto empleando una fuerza controlada[34]

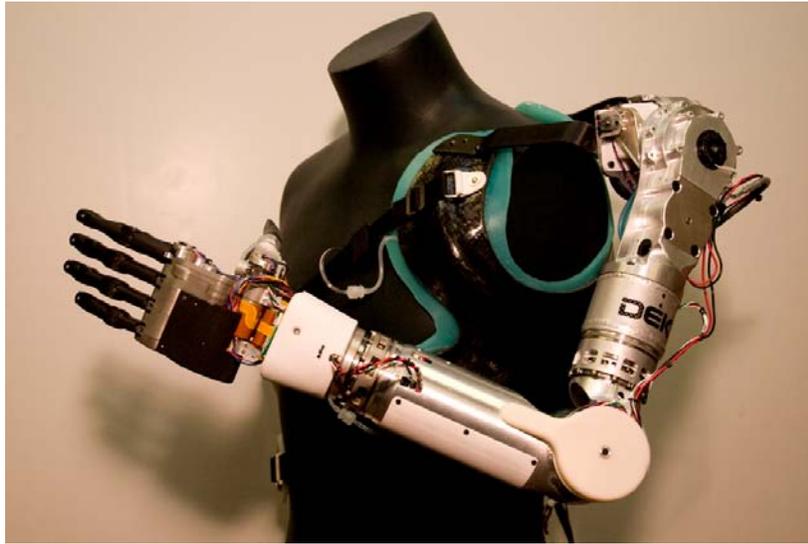


Figura 2.22 Luke Arm con su sistema de sujeción colocado en un maniquí de pruebas [34]

CAPÍTULO 3

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE MUÑECA EN UNA MUESTRA DE LA POBLACIÓN MEXICANA

3.1 PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS QUE SE EMPLEARÁN EN EL DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE MUÑECA

En este capítulo primero se determinarán los parámetros que se emplearán para el diseño de la prótesis de muñeca y posteriormente se realizará el estudio antropométrico en una población muestra. Las medidas que se tomarán de la población muestra son las siguientes.

3.1.1 MEDIDAS EN MUÑECA NECESARIAS PARA EL ESTUDIO ANTROPOMÉTRICO

A) Abducción

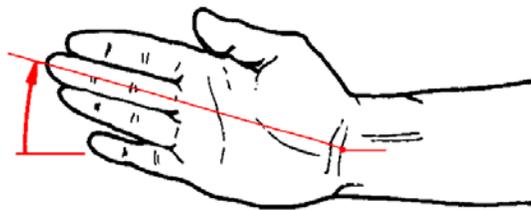


Figura 3.1 Abducción, la flecha indica la dirección hacia donde se desplaza la palma de la mano [7]

B) Aducción

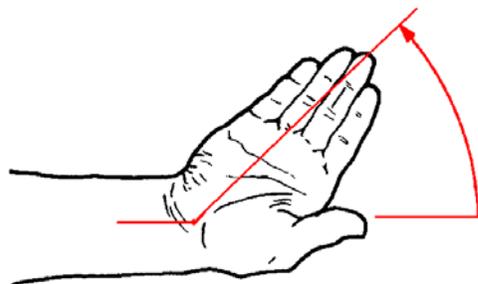


Figura 3.2 Aducción, la flecha marca la trayectoria hacia donde se desplaza la mano [7]

C) Flexión

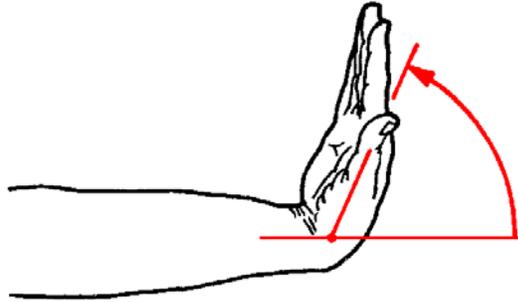


Figura 3.3 Flexión, en este movimiento la palma de la mano se pliega hacia el antebrazo [7]

D) Extensión

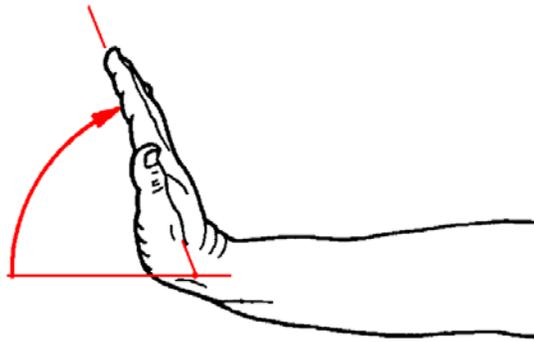


Figura 3.4 Extensión, movimiento donde el dorso de la mano se acerca al antebrazo [7]

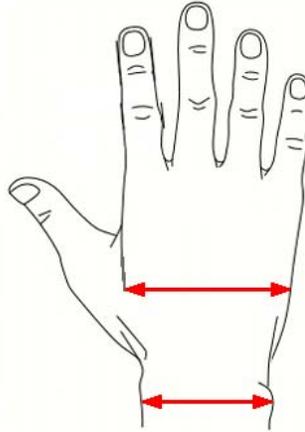
E) Ancho de la Muñeca en la Articulación Radiocarpiana**F) Ancho de la Muñeca en la Articulación Intercarpiana**

Figura 3.5 La ilustración muestra el dorso de la mano y los lugares donde se tomarán las medidas antropométricas [7]

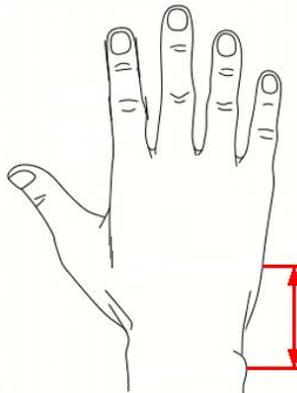
G) Distancia entre la Articulación Radiocarpiana y el Metacarpo

Figura 3.6 En este dibujo se muestra la distancia que hay entre el eje de movimiento de abducción-aducción y el metacarpo [7]



3.2 PROCEDIMIENTO PARA REALIZAR LAS MEDICIONES ANTROPOMÉTRICAS

Para realizar las mediciones antropométricas del individuo se realizarán los siguientes pasos:

1. Se tomarán fotografías de la parte del antebrazo del individuo en las posiciones antes mostradas por los dibujos. Al momento de tomar cada fotografía se incluirá en el individuo una escala que servirá como guía al momento de realizar las mediciones en la computadora.
2. En un programa de edición de imágenes se marcarán los puntos que servirán de referencia.
3. Una vez marcados los punto de interés las imágenes serán analizadas en un programa de Diseño Asistido por Computadora (*CAD*), se tomarán las medidas y se registrarán las imágenes con las medidas en una base de datos para su posterior interpretación.
4. Una vez que se hayan realizado todas las muestras, se procederá a obtener las medidas promedio de cada dato antropométrico.
5. Teniendo como base el promedio de esta población muestra se procederá a realizar el diseño de la prótesis empleando estas medidas.

3.2.1 CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

En la página anterior se muestran el formato de Cedula Antropométrica que se diseñó para realizar las medidas antropométricas. En esta cédula se registra en grados los movimientos de flexoextensión, abducción-aducción de la muñeca de la persona a quien se le realizan las medidas y también se anotan las medidas en milímetros de la muñeca.



Tabla 3.1 Cédula antropométrica

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO		
FACULTAD DE INGENIERÍA		
PROYECTO: DISEÑO BIOMECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA		
CÉDULA ANTROPOMÉTRICA 1 (MOVIMIENTOS)		
DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA		
FECHA: _____ NUMERO DE CÉDULA: _____		
NOMBRE: _____		
DATOS DEL ENCUESTADO		
NOMBRE: _____		
EDAD: _____		
SEXO: _____		
FECHA DE NACIMIENTO: _____		
DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)		
MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	
B)	Aducción	
C)	Flexión	
D)	Extensión	
DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)		
MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpiana	
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	
G)	Distancia entre la articulación radiocarpiana y el metacarpo	

3.2.2 GUÍA GRÁFICA PARA REALIZAR LAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

En la siguiente figura con la ayuda de ilustraciones se muestra las medidas que se realizarán en una población muestra.

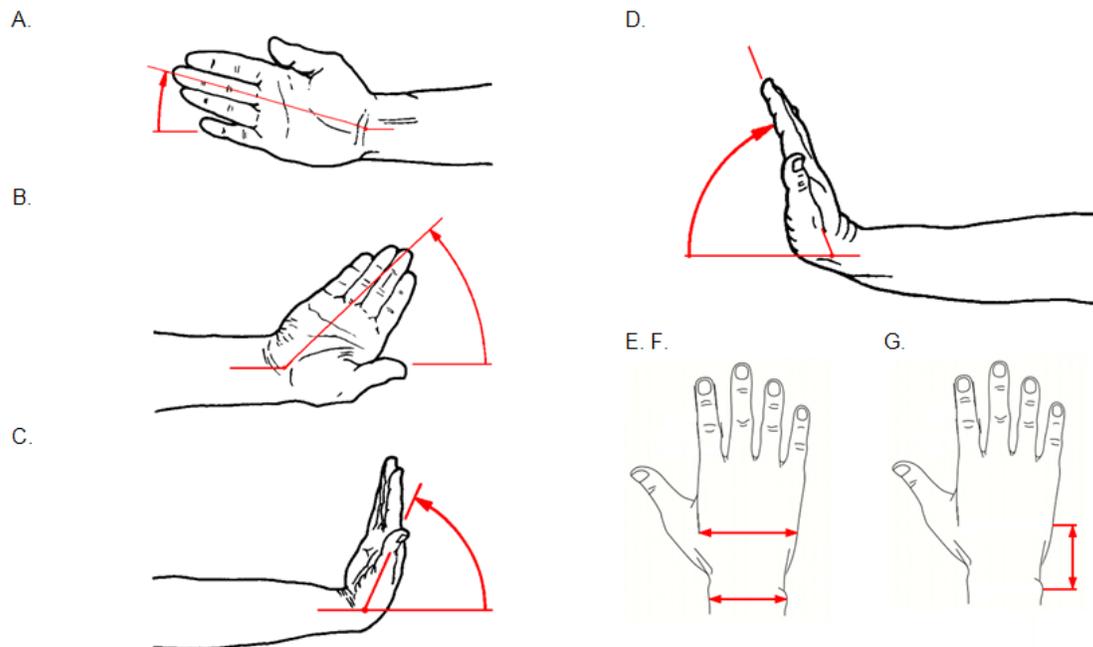


Figura 3.7 Guía gráfica para realizar las medidas antropométricas [7]

3.2.3 EMPLEO DE UN PROGRAMA CAD PARA DETERMINAR LAS MEDIDAS DE LAS IMÁGENES OBTENIDAS DE LA POBLACIÓN MUESTRA

Nuestra población muestra consiste en 10 personas de sexo masculino en un rango de edad de 20 a 30 años, con un peso entre 50 y 70 [kg], que habitan en el área metropolitana de la República Mexicana. Debido al rango de edad, se tiene en México una población de 1,602,965 hombres entre 20 y 30 años de edad [60].

Como se mencionó anteriormente para realizar las medidas se tomarán fotografías de la mano y muñeca en las posiciones descritas en la figura anterior, estas imágenes serán tomadas sobre un fondo verde el cual facilita que posteriormente se pueda remover el fondo de la imagen y así facilitar el análisis de la imagen. También se colocará una escala sobre el fondo verde, la cual tiene una longitud de 10 [cm]. En la siguiente Figura se puede apreciar la mano con la escala en color negro y el fondo verde. Esta escala permite realizar el posterior análisis de las dimensiones de la mano y muñeca sin importar la distancia a la que fue tomada la fotografía.

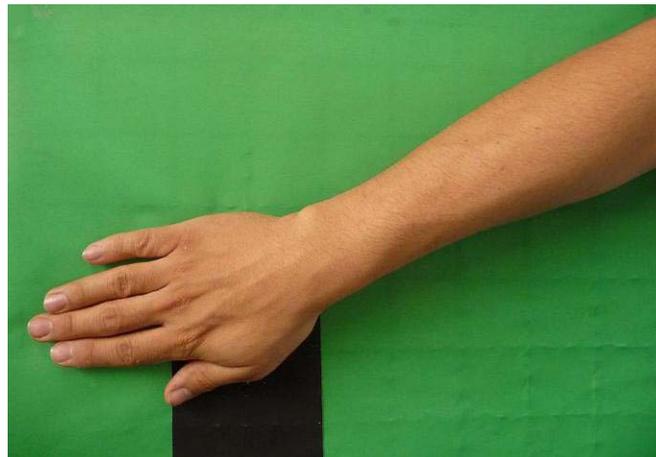


Figura 3.8 Fotografía tomada sobre un fondo verde con su escala en color negro [7]

Al momento de insertar la imagen al programa de Diseño *CAD* se ajustará la escala de la fotografía con la escala de la cuadrícula del programa, así el extremo derecho e izquierdo de la escala de la fotografía la cual mide 10 [cm] coincidirá con los extremos de una cuadrícula. En la siguiente figura se muestra la figura al ser insertada en el programa de diseño. Como se puede apreciar la escala de la fotografía no coincide con la cuadrícula, por lo que se tiene que ajustar la imagen a la cuadrícula del programa de diseño.

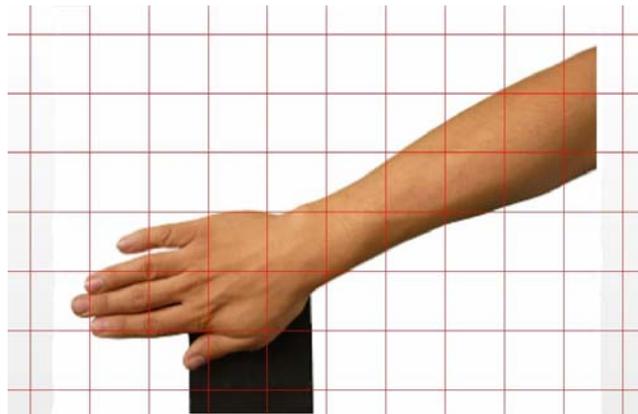


Figura 3.9 Se muestra la imagen que ha sido limpiada y ha sido insertada en el programa de diseño [7]

En la siguiente figura se puede apreciar la imagen que ha sido ajustada para que su cuadrícula coincida con la cuadrícula del programa de diseño. Ahora se pueden realizar las mediciones ya sea de los ángulos como de las distancias que hay en la mano.

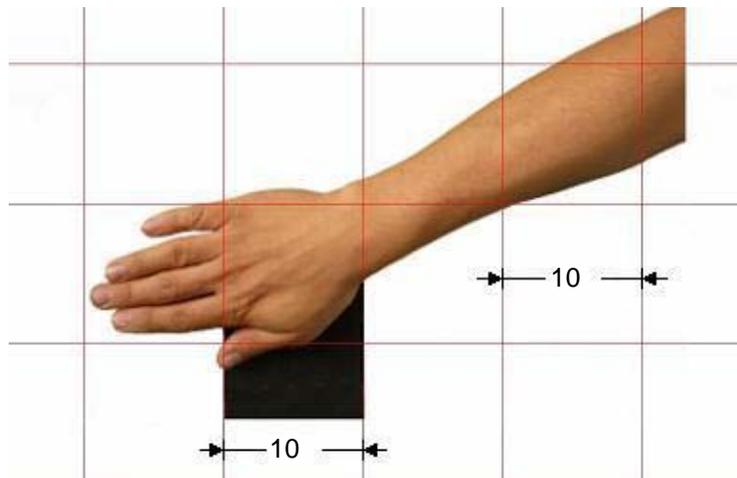


Figura 3.10 La escala de la imagen ha sido ajustada a la misma escala del programa de diseño [7]

En la siguiente figura se puede apreciar la imagen que ha sido ajustada a la escala y empleando las herramientas de medición del programa de diseño se puede determinar con buena precisión las medidas antropométricas. Haciendo una inspección visual se reconocen los lugares que servirán como referencia y a partir de estos colocar las líneas y así realizar las mediciones ya sean ángulos o

distancias. En el Anexo A se incluyen las cédulas antropométricas y las imágenes ajustadas a la escala del programa de diseño con las medidas realizadas.

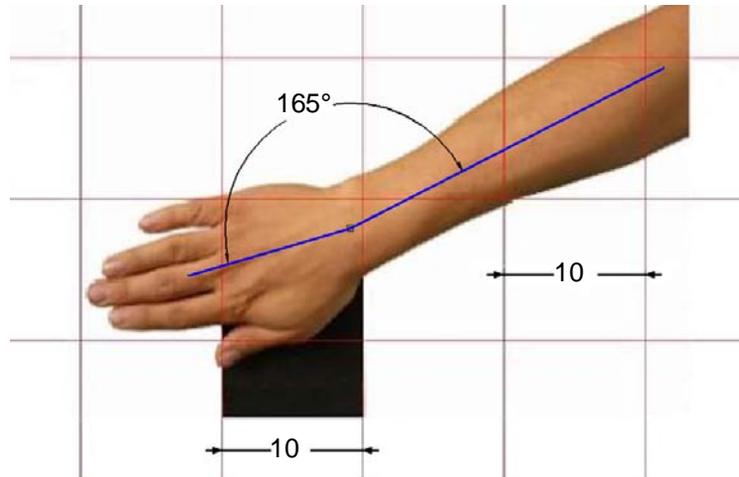


Figura 3.11 Imagen ajustada a la escala que muestra en grados el rango de movimiento en aducción [7]

3.2.4 DETERMINACIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE LA MUÑECA EN EL CARPO

Empleando el método descrito anteriormente se puede determinar el ancho de la muñeca y de la mano de una persona empleando fotografías obtenidas de una población muestra. La desventaja de esta técnica consiste en que no se puede obtener la profundidad de la muñeca de un individuo, ya que para realizar la medida se requiere de una fotografía de la mano vista desde un plano lateral, esto es una fotografía de perfil de la mano. Los músculos que se encuentran en la base de la palma de la mano impiden determinar la profundidad del carpo.

Para solucionar este inconveniente se realiza esta medición físicamente en la muñeca derecha de un individuo. En la Figura 3.12 se puede apreciar desde una vista frontal el ancho de la muñeca medido con un vernier, dando como resultado un ancho de 51 [mm] y en la Figura 3.13 se puede ver la misma muñeca desde una vista lateral, la profundidad de la muñeca es de 35.2 [mm]. Con estas medidas podemos ver que la profundidad de la muñeca es de 0.69 veces el ancho de la misma. Gracias a esta relación y a las medidas obtenidas de la población muestra tenemos que para un ancho promedio de la muñeca a la altura de la articulación

radiocarpiana de 63.37 [mm] tenemos una profundidad de 43.73 [mm]. Esta medida de profundidad es la que se empleará en el diseño de la prótesis.

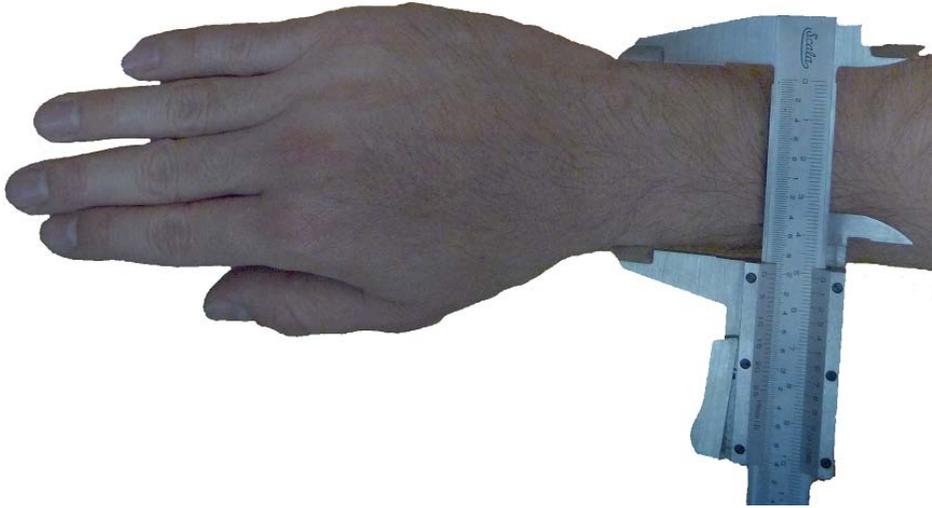


Figura 3.12 La ilustración muestra el ancho de la muñeca a la altura de la articulación radiocarpiana

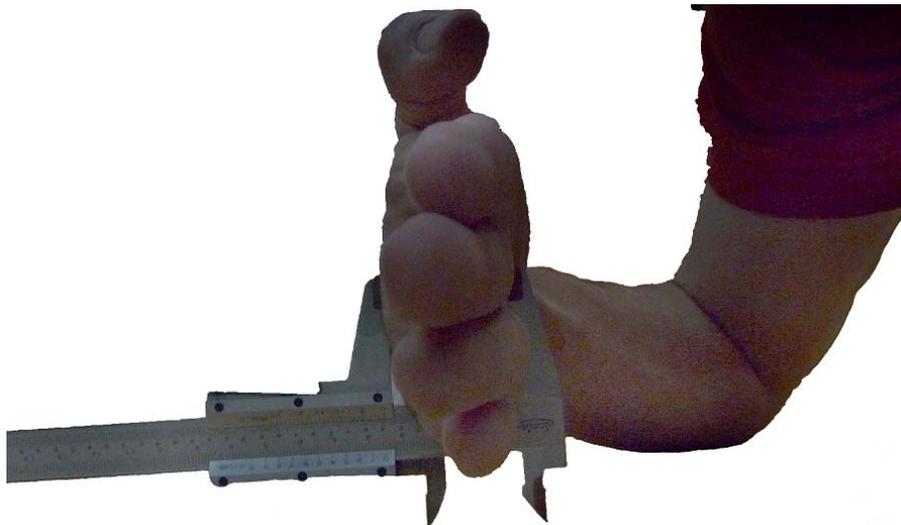


Figura 3.13 Vista lateral de la muñeca de la mano que nos muestra el ancho del carpo entre la articulación radiocarpiana y la mediocarpiana



3.3 RESULTADOS DE LAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

Se realizó el análisis de las medidas obtenidas de la población muestra y se colocaron en la Tabla 3.2 y Tabla 3.3 los resultados obtenidos de las mediciones. En el Anexo C se pueden ver las Cédulas Antropométricas de cada individuo así como las imágenes que muestran las medidas que fueron realizadas a las fotografías tomadas.

Tabla 3.2 Rango de movimiento en grados de las mediciones realizadas a la población muestra

Individuo	Abducción	Aducción	Flexión	Extensión
1	25°	44°	68°	69°
2	24°	58°	64°	69°
3	26°	53°	59°	51°
4	1°	40°	54°	63°
5	36°	63°	65°	60°
6	8°	17°	66°	74°
7	8°	47°	54°	50°
8	25°	54°	61°	52°
9	33°	47°	63°	59°
10	19°	56°	68°	66°
PROMEDIO	20.5°	47.9°	62.2°	61.3°



Tabla 3.3 Dimensiones en milímetros de las medidas obtenidas de la población muestra

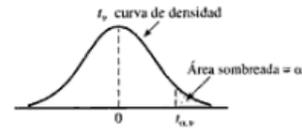
Individuo	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpiana [mm]	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana [mm]	Distancia entre la articulación radiocarpiana y el metacarpo [mm]
1	67.9	83.1	55.9
2	57.9	77.4	49.2
3	60.9	78.5	34.3
4	64.8	83.2	36.8
5	64.6	79.1	50.6
6	63.7	90	42.9
7	63.5	78.9	38.1
8	63.3	72.2	54.3
9	64.8	77.4	46.9
10	62.3	83.9	51
Promedio	63.37	80.37	46

Se procederá a determinar el intervalo de confianza de los valores promedios obtenidos en el estudio antropométrico realizado en la población muestra. Un intervalo de confianza es un rango de valores donde se tiene la posibilidad de que el parámetro antropométrico promedio se encuentre dentro de dicho conjunto con una cierta probabilidad. La probabilidad de que el valor verdadero se encuentre en el intervalo determinado se conoce como nivel de confianza. Para un intervalo de confianza de 95% $\alpha = 0.0255$, entonces $t = 2.262$. [61]

Tabla 3.4 Tabla de valores críticos para una Distribución t [61]

Apéndice/Tablas 671

Tabla A.5 Valores críticos para Distribuciones t



v	α						
	0.10	0.05	0.025	0.01	0.005	0.001	0.0005
1	3.078	6.314	12.706	31.821	63.657	318.31	636.62
2	1.886	2.920	4.303	6.965	9.925	22.326	31.598
3	1.638	2.353	3.182	4.541	5.841	10.213	12.924
4	1.533	2.132	2.776	3.747	4.604	7.173	8.610
5	1.476	2.015	2.571	3.365	4.032	5.893	6.869
6	1.440	1.943	2.447	3.143	3.707	5.208	5.959
7	1.415	1.895	2.365	2.998	3.499	4.785	5.408
8	1.397	1.860	2.306	2.896	3.355	4.501	5.041
9	1.383	1.833	2.262	2.821	3.250	4.297	4.781
10	1.372	1.812	2.228	2.764	3.169	4.144	4.587
11	1.363	1.796	2.201	2.718	3.106	4.025	4.437
12	1.356	1.782	2.179	2.681	3.055	3.930	4.318
13	1.350	1.771	2.160	2.650	3.012	3.852	4.221
14	1.345	1.761	2.145	2.624	2.977	3.787	4.140
15	1.341	1.753	2.131	2.602	2.947	3.733	4.073
16	1.337	1.746	2.120	2.583	2.921	3.686	4.015
17	1.333	1.740	2.110	2.567	2.898	3.646	3.965
18	1.330	1.734	2.101	2.552	2.878	3.610	3.922
19	1.328	1.729	2.093	2.539	2.861	3.579	3.883
20	1.325	1.725	2.086	2.528	2.845	3.552	3.850
21	1.323	1.721	2.080	2.518	2.831	3.527	3.819
22	1.321	1.717	2.074	2.508	2.819	3.505	3.792
23	1.319	1.714	2.069	2.500	2.807	3.485	3.767
24	1.318	1.711	2.064	2.492	2.797	3.467	3.745
25	1.316	1.708	2.060	2.485	2.787	3.450	3.725
26	1.315	1.706	2.056	2.479	2.779	3.435	3.707
27	1.314	1.703	2.052	2.473	2.771	3.421	3.690
28	1.313	1.701	2.048	2.467	2.763	3.408	3.674
29	1.311	1.699	2.045	2.462	2.756	3.396	3.659
30	1.310	1.697	2.042	2.457	2.750	3.385	3.646
32	1.309	1.694	2.037	2.449	2.738	3.365	3.622
34	1.307	1.691	2.032	2.441	2.728	3.348	3.601
36	1.306	1.688	2.028	2.434	2.719	3.333	3.582
38	1.304	1.686	2.024	2.429	2.712	3.319	3.566
40	1.303	1.684	2.021	2.423	2.704	3.307	3.551
50	1.299	1.676	2.009	2.403	2.678	3.262	3.496
60	1.296	1.671	2.000	2.390	2.660	3.232	3.460
120	1.289	1.658	1.980	2.358	2.617	3.160	3.373
∞	1.282	1.645	1.960	2.326	2.576	3.090	3.291

Del estudio antropométrico se tiene que el número de muestras es $n = 10$ y los grados de libertad se determina como $v = n - 1$ de donde se tiene que $v = 9$. De esta manera se tiene de la Tabla 3.4 los valores críticos para una distribución t. Esta distribución es empleada debido a que la muestra es menor a 30 individuos. Para determinar el intervalo de confianza en cada uno de los valores, primero se debe de calcular el valor promedio (\bar{x}), la desviación estándar (s_n), el error de desviación estándar ($s_{\bar{x}}$) y finalmente el intervalo de confianza. Las siguientes ecuaciones muestran la forma de determinar estos valores. [61]



$$s_n = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}_n)^2} \quad (3.1)$$

$$s_{\bar{x}} = \frac{s_n}{\sqrt{n}} \quad (3.2)$$

$$\text{Intervalo de confianza} = \bar{x} \pm (t \times s_{\bar{x}}) \quad (3.3)$$

La Tabla 3.5 y Tabla 3.6 muestran el intervalo de confianza para cada una de las variables antropométricas.

Tabla 3.5 Intervalo de confianza de los movimientos en grados de la muñeca

Variable	Abducción	Aducción	Flexión	Extensión
\bar{x}	20.5°	47.9°	62.2°	61.3°
s_n	10.83°	12.22°	4.9°	7.95°
$s_{\bar{x}}$	3.42°	3.86°	1.55°	2.51°
Confianza	20.5° ± 7.74°	47.9° ± 8.73°	62.2° ± 3.51°	61.3° ± 5.7°

Tabla 3.6 Intervalo de confianza de las medidas de la muñeca

Variable	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpiana [mm]	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana [mm]	Distancia entre la articulación radiocarpiana y el metacarpo [mm]
\bar{x}	63.37	80.37	46
s_n	2.52	4.61	7.2
$s_{\bar{x}}$	0.8	1.46	2.28
Confianza	63.37 ± 1.81	80.37 ± 3.3	46 ± 5.16



Los datos antropométricos promedio que se muestran en la Tabla 3.2 y Tabla 3.3 se emplearán en el Capítulo 4 para representar un mecanismo que imite los movimientos que la muñeca realiza. Estos datos también se emplearán en el Capítulo 5 para dibujar un mecanismo que además de cumplir con la funcionalidad en lo que se refiere a los movimientos de muñeca, contará también con una forma similar, buscando imitar la apariencia que tiene la muñeca en el cuerpo humano.

CAPÍTULO 4

MODELO CINEMÁTICO DIRECTO E INVERSO DEL MECANISMO DE LA PRÓTESIS, SINGULARIDADES, PERFIL Y SIMULACIÓN DE TRAYECTORIA

4.1 ANTECEDENTES

Se presentan éstos antecedentes de robótica como introducción al análisis y al modelado que se realizará posteriormente en el mecanismo de prótesis de muñeca.

Un mecanismo puede ser representado desde el punto de vista de la mecánica como una cadena compuesta por cuerpos rígidos que se encuentran conectados en sus extremos unos con otros. Estas uniones (conocidas como articulaciones) pueden ser rotacionales o prismáticas, la Figura 5.1 muestra estos 2 tipos de uniones. Un extremo de esta cadena (de ahora en adelante se le llamará mecanismo) se encuentra conectada a una base, en el caso de la prótesis un extremo está conectado al cuerpo humano o a una prótesis de antebrazo y el otro extremo del mecanismo se encuentra conectado a un efector final, que en el caso del mecanismo que se está estudiando puede ser una prótesis de mano. [31]

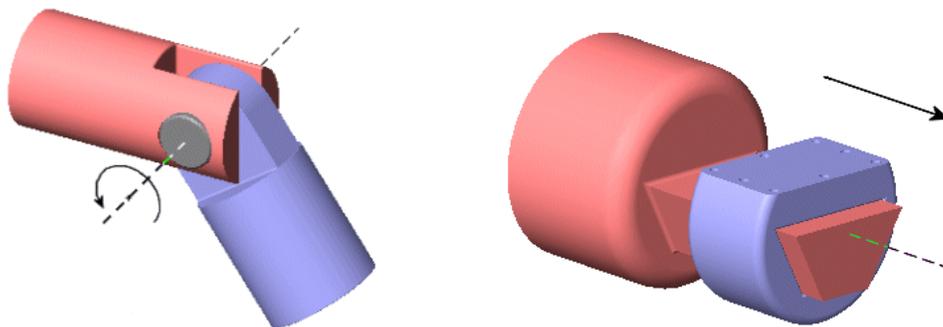


Figura 5.1 La ilustración de la izquierda muestra una articulación rotacional, la línea punteada indica el eje de giro. La ilustración de la derecha muestra una articulación prismática, la línea punteada indica la dirección donde se presenta el desplazamiento [31]

El movimiento del mecanismo en su extremo final (el lugar donde se encuentra el efector final) es el resultado de la suma de los movimientos de cada una de las articulaciones que componen al mismo. Para determinar la posición y orientación



del efector final en el espacio se usa la cinemática directa la cual emplea matrices para determinar la ubicación del extremo final del mecanismo con respecto a un eje de coordenadas de referencia.

4.1.1 MOVIMIENTOS DE LOS EJES COORDENADOS

En robótica cuando se tiene un mecanismo es necesario estudiar la posición y la orientación de los eslabones que lo conforman. Para poder analizar un mecanismo en el espacio es necesario definir un sistema de coordenadas y a partir de este determinar la posición y orientación de los demás eslabones.

Una vez que se ha definido un sistema de coordenadas se procederá a obtener un vector en el espacio. Un vector es una recta que tiene magnitud y dirección y es definido por un arreglo de 3 elementos mejor conocida como una matriz de 3x1 cuando se trabaja en un espacio de 3 dimensiones (R3). Las siguientes 3 ecuaciones muestran la representación de un vector, el primero en un arreglo matricial, el segundo como un arreglo de elementos y el tercero como la suma de magnitudes en la dirección de los 3 vectores unitarios en un espacio de 3 dimensiones. Estas 3 ecuaciones representan lo mismo. [36]

$$\bar{V}_1 = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix}^T \quad (4.1)$$

$$\bar{V}_1 = (p_x, p_y, p_z) \quad (4.2)$$

$$\bar{V}_1 = p_x \hat{i} + p_y \hat{j} + p_z \hat{k} \quad (4.3)$$

Para definir un vector es necesario 2 puntos. Para definir su sentido se realiza una resta elemento a elemento de sus 3 componentes, restando el punto inicial al punto final. Para dos puntos en el espacio donde $P_1 = (x_i, y_i, z_i)$ es el punto inicial y $P_2 = (x_f, y_f, z_f)$ es el punto final, tenemos que el vector \bar{E}_{12} .



$$\vec{E}_{12} = (x_f - x_i, y_f - y_i, z_f - z_i) \quad (4.4)$$

4.1.2 REPRESENTACIÓN DE UNA TRASLACIÓN PURA EN EL ESPACIO

Si un vector en el espacio se mueve sin cambiar su orientación entonces se trata de un movimiento de traslación pura. En este caso el vector de dirección unitario no cambia y el punto final del vector que se ha trasladado es la suma del vector original y el vector que representa la traslación. La traslación en el espacio se define como la matriz de transformación T de donde: [36]

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Donde d_x, d_y, d_z , representa la distancia que se ha trasladado el vector en cada una de las direcciones de los ejes coordenados. Premultiplicando la matriz que representa la posición original por la matriz de transformación T tenemos una matriz que nos indica el nuevo punto de referencia como se puede ver en la siguiente ecuación. [36]

$$T_{final} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x + d_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y + d_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z + d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

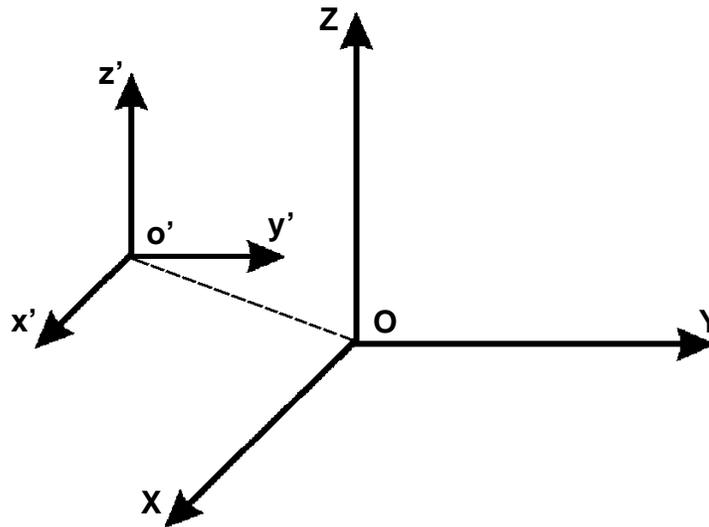


Figura 5.2 Traslación de un sistema de coordenadas, x' , y' , z' representan los ejes coordenados del nuevo sistema con origen en o' [36]

4.1.3 REPRESENTACIÓN DE UNA ROTACIÓN EN EL ESPACIO

Para un movimiento de rotación pura definiremos dos sistemas de referencia con la misma orientación y el mismo origen. El nuevo sistema de referencia con vectores n , o , a , girará con respecto al eje x un ángulo θ_x , con respecto a y un ángulo θ_y y θ_z con respecto a z , así la Figura 5.2 muestra estas rotaciones. [36]

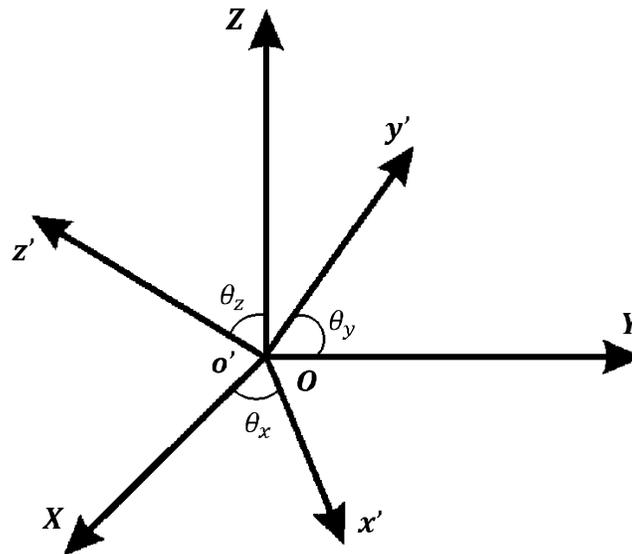


Figura 5.2 Rotación de un sistema de coordenadas, el origen de coordenadas del primer y segundo sistema se encuentran en el mismo lugar geométrico, los ejes x' , y' , z' cambian su orientación [36]

Las siguientes matrices muestran las rotaciones con respecto a cada uno de los tres ejes coordenados.

$$Rot(x, \theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\text{sen } \theta \\ 0 & \text{sen } \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

$$Rot(y, \theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \text{sen } \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen } \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$Rot(z, \theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\text{sen } \theta & 0 \\ \text{sen } \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

4.1.4 ESCALADO Y PERSPECTIVA DE UN VECTOR

En las matrices de Traslación descritas anteriormente, tenemos que la última fila representan los factores de escala y perspectiva de las componentes del vector



que se encuentran en esta matriz, por ejemplo, de la siguiente matriz de transformación. [36]

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ u & v & w & s \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Los valores de 1 en la diagonal principal nos indican que no hay una rotación del sistema, d_x , d_y , d_z que son las componentes del vector de traslación. Los valores u , v , w realizan una transformación conocida como perspectiva. El valor de s nos indica la transformación escala. En aplicaciones de robótica por lo general no se aplican las transformaciones perspectiva y escala, por lo que $u = v = w = 0$ y $s = 1$. De esta manera tenemos que la matriz de transformación homogénea está compuesta de las siguientes 4 transformaciones.

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ K_{1 \times 3} & S_{1 \times 1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

4.2 EL MÉTODO DEVANIT-HARTENBERG

En 1955 Devanit y Hartenberg publicaron un artículo científico donde explicaban un método que habían desarrollado para representar y modelar mecanismos en robots y así poder obtener sus ecuaciones de movimiento, es un método sencillo para modelar cualquier tipo de configuración que tenga un robot sin importar su complejidad o si sus articulaciones son rotacionales, prismáticas o una combinación de estas 2. A continuación se muestran las reglas para definir el sistema de coordenadas para cada uno de los eslabones del mecanismo. Estos sistemas de referencia se denominan base del eslabón. [36]

- A) Rotar alrededor del eje z_n un ángulo θ_{n+1} . Esto provocará que x_n y x_{n+1} sean paralelos. Esto se debe a que a_n y a_{n+1} son perpendiculares a z_n**



- B) Trasladar a lo largo del eje z_n una distancia de d_{n+1} para hacer que x_n y x_{n+1} sean colineales.
- C) Trasladar a lo largo del eje x_n una distancia de a_{n+1} para hacer que el origen de x_n y x_{n+1} sean coincidentes (mismo lugar geométrico).
- D) Rotar el eje x_{n+1} aplicando la regla de la mano derecha

La siguiente tabla muestra la forma en que se ordenan cada uno de los 4 parámetros descritos anteriormente. La columna de la izquierda indica el número de articulación a la que se está haciendo referencia.

Tabla 5.1 Tabla que muestra los parámetros Devanit-Hartenberg obtenidos del diagrama de cuerpo libre [36]

Tabla de parámetros Devanit-Hartenberg				
Número	θ [°]	d [mm]	a [mm]	α [°]
1				
2				
3				
.				
.				
.				

4.2.1 CINEMÁTICA DIRECTA DEL MECANISMO DE LA PRÓTESIS DE MUÑECA

El mecanismo que se estudiará a continuación desde el punto de vista de la robótica es considerado un mecanismo paralelo de tres grados de libertad con una configuración de muñeca, empleando una articulación para el movimiento de abducción-aducción y 2 articulaciones para el movimiento de flexoextensión.

El eje de movimiento de 2 articulaciones se interseca, esto quiere decir que el eje de movimiento de la articulación de abducción-aducción y el eje de movimiento que representa parte del movimiento de flexoextensión se encuentran contenidos en un mismo plano. Esta configuración en mecánica se conoce como junta universal. A continuación se presenta un dibujo mostrando un mecanismo con una configuración de muñeca. [37]

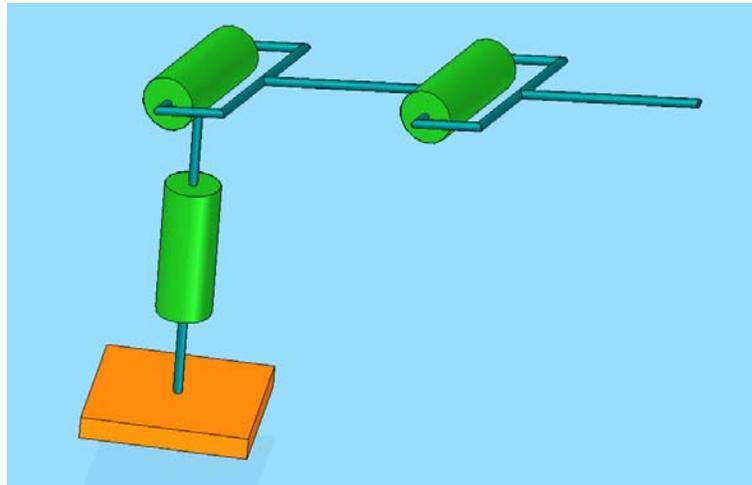


Figura 5.2 En la Figura se muestra un mecanismo de tipo muñeca, la cual es la misma configuración empleada en el mecanismo de la prótesis de muñeca

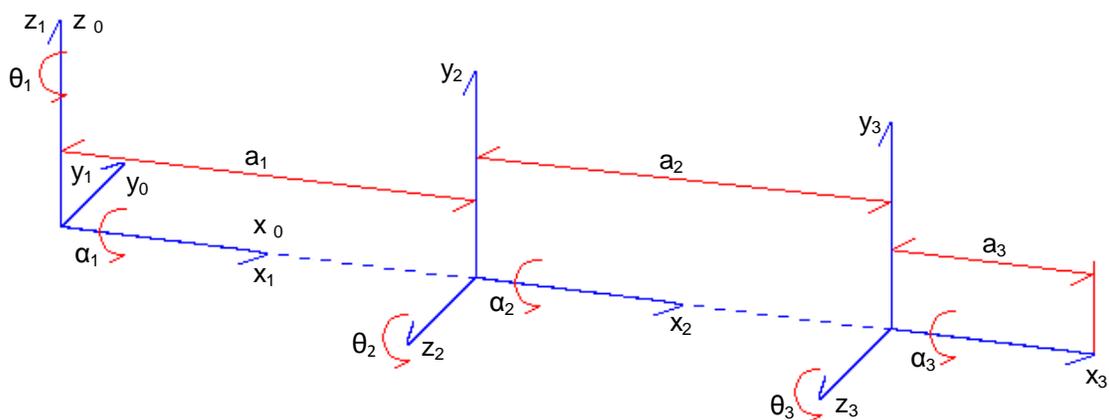


Figura 5.3 Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de la prótesis de muñeca



En la Tabla 5.2 se muestran los parámetros del método Devanit-Hartenberg empleados del diagrama de cuerpo libre de la figura anterior.

Tabla 5.2 Parámetros del mecanismo de la prótesis de muñeca, las variables y constantes se obtuvieron del diagrama de cuerpo libre que se muestra en la Figura 5.3

Tabla de parámetros del mecanismo				
Número	θ [°]	d [mm]	a [mm]	α [°]
1	θ_1	0	0	90
2	θ_2	0	37	0
3	θ_3	0	30	0

En la siguiente igualdad definiremos la matriz genérica empleada para realizar transformaciones empleando la metodología Devanit-Hartenberg. [36]

$$A_{n+1}^n = \begin{bmatrix} c\theta_{n+1} & -s\theta_{n+1} c\alpha_{n+1} & s\theta_{n+1} s\alpha_{n+1} & a_{n+1} c\theta_{n+1} \\ s\theta_{n+1} & c\theta_{n+1} c\alpha_{n+1} & -c\theta_{n+1} s\alpha_{n+1} & a_{n+1} s\theta_{n+1} \\ 0 & s\alpha_{n+1} & c\alpha_{n+1} & d_{n+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Donde:

$$c\theta_{n+1} = \cos \theta_{n+1} \quad (4.13)$$

$$s\theta_{n+1} = \sin \theta_{n+1} \quad (4.14)$$

$$c\alpha_{n+1} = \cos \alpha_{n+1} \quad (4.15)$$

$$s\alpha_{n+1} = \sin \alpha_{n+1} \quad (4.16)$$

Aplicando esta ecuación a cada uno de los grados de libertad del mecanismo obtenemos las siguientes matrices, donde A_1^0 , A_2^1 y A_3^2 son las matrices en el grado de libertad 1, 2 y 3 respectivamente. [36]



$$A_1^0 = \begin{bmatrix} c\theta_1 & 0 & s\theta_1 & 0 \\ s\theta_1 & 0 & -c\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} c\theta_2 & -s\theta_2 & 0 & a_2 c\theta_2 \\ s\theta_2 & c\theta_2 & 0 & a_2 s\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} c\theta_3 & -s\theta_3 & 0 & a_3 c\theta_3 \\ s\theta_3 & c\theta_3 & 0 & a_3 s\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

Habiendo definido las matrices homogéneas para cada eslabón, la siguiente ecuación muestra la transformación final que permite determinar la localización en el espacio del último eslabón del mecanismo. [36]

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (4.20)$$

Como se ha mencionado cada una de estas matrices se obtuvo aplicando los parámetros de la tabla Devanit-Hartenberg a la matriz genérica. Ahora se procederá a determinar la posición de cada eslabón en el espacio. Al realizar la multiplicación $A_1^0 A_2^1$ de matrices obtenemos una nueva matriz que definiremos como T_2^0 . Esta matriz nos da como resultado el vector de coordenadas del extremo final de los 2 primeros grados de libertad, esto tomando en cuenta que la longitud del eslabón del primer grado de libertad es 0. A continuación se puede apreciar esta matriz.

$$T_2^0 = \begin{bmatrix} c_1 c_2 & -c_1 s_2 & s_1 & a_2 c_1 c_2 \\ c_2 s_1 & -s_1 s_2 & -c_1 & a_2 c_2 s_1 \\ s_2 & c_2 & 0 & a_2 s_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.21)$$



Al multiplicar $A_1^0 A_2^1 A_3^2$ obtendremos una nueva matriz T_3^0 que representa el vector de coordenadas del punto final del tercer grado de libertad del mecanismo. A continuación se muestra la matriz resultante.

$$T_3^0 = \begin{bmatrix} c_1 c_2 c_3 - c_1 s_2 s_3 & -c_1 c_3 s_2 - c_1 c_2 s_3 & s_1 & a_2 c_1 c_2 + a_3 c_1 c_2 c_3 - a_3 c_1 s_2 s_3 \\ c_2 c_3 s_1 - s_1 s_2 s_3 & -c_3 s_1 s_2 - c_2 s_1 s_3 & -c_1 & a_2 c_2 s_1 + a_3 c_2 c_3 s_1 - a_3 s_1 s_2 s_3 \\ c_3 s_2 + c_2 s_3 & c_2 c_3 - s_2 s_3 & 0 & a_2 s_2 + a_3 c_3 s_2 + a_3 c_2 s_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

(4.22)

Simplificando la matriz anterior y sustituyendo los valores de las constantes a_2 y a_3 tenemos la siguiente matriz.

$$T_3^0 = \begin{bmatrix} c_1 c_{23} & -c_1 s_{23} & s_1 & c_1 (37c_2 + 30c_{23}) \\ s_1 c_{23} & -s_1 s_{23} & -c_1 & s_1 (37c_2 + 30c_{23}) \\ s_{23} & c_{23} & 0 & 37s_2 + 30s_{23} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

De esta manera definimos:

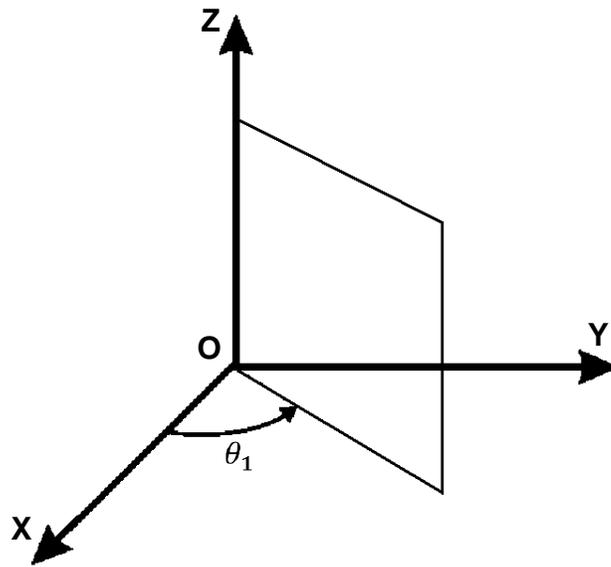
$$c_{23} = \cos (\theta_2 + \theta_3) \quad (4.24)$$

$$s_{23} = \text{sen} (\theta_2 + \theta_3) \quad (4.25)$$

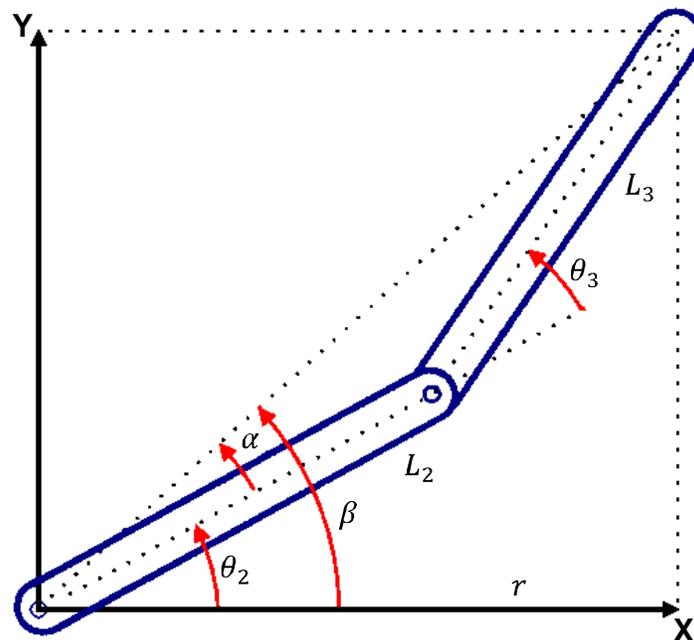
4.3 CINEMÁTICA INVERSA DEL MECANISMO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

Para determinar la cinemática inversa del mecanismo de prótesis de muñeca se empleará un método geométrico. Se considera que el mecanismo tiene una estructura planar, ya que la segunda y tercera articulación están contenidas en el plano definido por el ángulo de la primera variable articular que conocemos como θ_1 , la Figura 5.4 muestra el plano formado por este ángulo. Así θ_1 queda definida por la siguiente expresión. [36]

$$\theta_1 = \text{AngTan} \left(\frac{P_z}{P_x} \right) \quad (4.26)$$

Figura 5.4 Plano formado por la variable θ_1

La Figura 5.5 muestra los eslabones 2 y 3 contenidos en el plano definido por el ángulo de la primera variable.

Figura 5.5 Plano formado por el ángulo θ_1 el cual contiene al segundo y tercer eslabón del mecanismo L_2 y L_3 respectivamente



Empleando la ley de cosenos para los eslabones 2 y 3 tenemos el siguiente resultado.

$$r^2 = P_x^2 + P_z^2 \quad (4.27)$$

$$r^2 + P_y^2 = L_2^2 + L_3^2 + 2L_2L_3c\theta_3 \quad (4.28)$$

$$c\theta_3 = \frac{P_x^2 + P_y^2 + P_z^2 - L_2^2 - L_3^2}{2L_2L_3} \quad (4.29)$$

$$s\theta_3 = \pm \sqrt{1 - c\theta_3^2} \quad (4.30)$$

$$\theta_3 = \text{AngTan} \left(\frac{\pm \sqrt{1 - c\theta_3^2}}{c\theta_3} \right) \quad (4.31)$$

El signo de la raíz cuadrada nos indica que hay 2 posibles soluciones para θ_3 . Para determinar θ_2 emplearemos los ángulos α y β , como se puede ver a continuación.

$$\theta_2 = \beta - \alpha \quad (4.32)$$

Entonces

$$\beta = \text{AngTan} \left(\frac{P_z}{r} \right) \quad (4.33)$$

$$\beta = \text{AngTan} \left(\frac{P_z}{\pm \sqrt{P_x^2 + P_z^2}} \right) \quad (4.34)$$



$$\alpha = \text{AngTan} \left(\frac{L_3 s \theta_3}{L_2 + L_3 c \theta_3} \right) \quad (4.35)$$

$$\theta_2 = \text{AngTan} \left(\frac{P_z}{\pm \sqrt{P_x^2 + P_z^2}} \right) - \text{AngTan} \left(\frac{L_3 s \theta_3}{L_2 + L_3 c \theta_3} \right) \quad (4.36)$$

4.4 SINGULARIDADES EN LA TRAYECTORIA SELECCIONADA

4.4.1 MATRIZ JACOBIANA

La matriz Jacobiana es la representación de la geometría de los eslabones del mecanismo en el espacio, permite relacionar movimientos diferenciales (velocidades) en cada eslabón con velocidades en un punto de interés, relaciona el movimiento de cada articulación con el movimiento de todo el mecanismo. Debido a que los valores de θ_1 , θ_2 y θ_3 contenidos en la matriz Jacobiana varían con el tiempo, entonces la matriz también varía con el tiempo. [37]

Suponiendo que se tienen las siguientes ecuaciones definidas por:

$$Y_i = f_i(x_1, x_2, x_3, \dots, x_j) \quad (4.37)$$

La matriz Jacobiana tiene la siguiente forma.



$$\begin{bmatrix} \delta Y_1 \\ \delta Y_2 \\ \vdots \\ \delta Y_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_1} & \frac{\partial f_1}{\partial x_2} & \dots & \frac{\partial f_1}{\partial x_j} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x_1} & \dots & \dots & \dots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \dots \\ \frac{\partial f_i}{\partial x_1} & \dots & \dots & \frac{\partial f_i}{\partial x_j} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta x_1 \\ \delta x_2 \\ \vdots \\ \delta x_j \end{bmatrix} \quad (4.38)$$

Habiendo definido la matriz Jacobiana, se tiene que para el mecanismo de prótesis de muñeca su matriz es de la forma:

$$\begin{bmatrix} dP_x \\ dP_y \\ dP_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_x}{\partial \theta_2} & \frac{\partial f_x}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial f_y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_y}{\partial \theta_2} & \frac{\partial f_y}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial f_z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_z}{\partial \theta_2} & \frac{\partial f_z}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d\theta_1 \\ d\theta_2 \\ d\theta_3 \end{bmatrix} \quad (4.39)$$

$$[D] = [J][D_\theta] \quad (4.40)$$

De donde:

$$P_i = f_i(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \quad (4.41)$$

$$i = x, y, z \quad (4.42)$$

De la ecuación anterior se tiene que $[J]$ es la matriz Jacobiana, $[D]$ representa los movimientos diferenciales a lo largo de los ejes x, y, z finalmente $[D_\theta]$ representa los movimientos diferenciales de los eslabones. Aplicando el concepto de la matriz Jacobiana a las variables de posición del mecanismo de prótesis de muñeca se obtiene la siguiente ecuación.



$$[J] = \begin{bmatrix} -s_1(37c_2 + 30c_{23}) & c_1(-37s_2 - 30s_{23}) & -30c_1s_{23} \\ c_1(37c_2 + 30c_{23}) & s_1(-37s_2 - 30s_{23}) & -30s_1s_{23} \\ 0 & 37c_2 + 30c_{23} & 30c_{23} \end{bmatrix} \quad (4.43)$$

4.4.2 SINGULARIDADES

En robótica se conocen como singularidades de un robot a las posiciones en las que el determinante de su matriz se hace cero y debido a esto no existe Jacobiano inverso, esto quiere decir que un incremento muy pequeño en las coordenadas cartesianas producirá un incremento infinito de las coordenadas articulares, por lo tanto no existen actuadores que puedan realizar este movimiento, esto quiere decir que en las posiciones donde se tiene una singularidad el robot pierde 1 o más grados de libertad [36]. Las singularidades pueden clasificarse en:

1. Singularidades en los límites del espacio de trabajo.- Sucede cuando el extremo del robot se encuentra en la frontera de su volumen de trabajo
2. Singularidades en el interior del espacio de trabajo.- Ocurren dentro de la zona de trabajo cuando 2 o más articulaciones se encuentran alineadas

Si se tiene que:

$$[J]^{-1} = \frac{Adj [J]}{Det [J]} \quad (4.44)$$

Esto quiere decir que la matriz inversa de Jacobiano es su adjunta entre su determinante. Se puede ver que cuando el determinante es cero la matriz inversa no se encuentra definida y es cuando se presenta una singularidad.

Para el mecanismo de la prótesis de muñeca su determinante es:

$$Det [J] = -1110s_3(37c_2 + 30c_{23}) \quad (4.45)$$



Para que el determinante sea cero se debe de cumplir que $\theta_3 = 0^\circ$. En este punto se presenta una singularidad en la trayectoria.

4.5 PERFIL DE TRAYECTORIAS

Una trayectoria en robótica se define como una secuencia de configuraciones del robot en un orden determinado para que este realice un movimiento entre 2 puntos en el espacio teniendo en cuenta el instante en el que el robot se encuentra en un determinado punto en el espacio. Un robot puede desplazarse del punto A al punto B a velocidades y aceleraciones diferentes lo que genera diferentes trayectorias.

Para describir una trayectoria en el espacio pueden emplearse diferentes aproximaciones como pueden ser funciones lineales, curvas parabólicas o polinomios de diferente orden. En el presente trabajo se ha seleccionado una ecuación de 5 grado para definir la trayectoria del mecanismo de prótesis de muñeca en un movimiento de flexoextensión. A continuación se presentan las ecuaciones que definen una trayectoria empleando una ecuación de 5 grados, la primera derivada representa la velocidad y la segunda derivada representa la aceleración del mecanismo de prótesis de muñeca. [37]

$$\theta(t) = n_0 + n_1t + n_2t^2 + n_3t^3 + n_4t^4 + n_5t^5 \quad (4.46)$$

$$\dot{\theta}(t) = n_1 + 2n_2t + 3n_3t^2 + 4n_4t^3 + 5n_5t^4 \quad (4.47)$$

$$\ddot{\theta}(t) = 2n_2 + 6n_3t + 12n_4t^2 + 20n_5t^3 \quad (4.48)$$

Para el mecanismo de la prótesis de muñeca se ha seleccionado una trayectoria que imita el movimiento de flexoextensión en la muñeca del cuerpo humano. Para determinar las constantes n_0 , n_1 , n_2 , n_3 , n_4 y n_5 se ha tomado en cuenta las condiciones iniciales y finales las cuales son:

$$\theta_i = -64^\circ \quad (4.49)$$



$$\theta_{f/2} = 2.5^\circ \quad (4.50)$$

$$\theta_f = 69^\circ \quad (4.51)$$

$$\dot{\theta}_i = 0^\circ \quad (4.52)$$

$$\dot{\theta}_{f/2} = 722^\circ \quad (4.53)$$

$$\dot{\theta}_f = 0^\circ \quad (4.54)$$

Los valores de θ_i y de θ_f fueron tomados del segundo individuo de la población muestra (Tabla 3.2, Capítulo 3), θ_i corresponde con el valor máximo de la muñeca en flexión, θ_f corresponde con el valor máximo en extensión y $\theta_{f/2}$ corresponde al punto intermedio entre estos 2 ángulos. La velocidad de la muñeca en el cuerpo humano se determinó de manera experimental. Se grabó un video donde el mismo individuo realizaba el movimiento de flexoextensión, así sabiendo el tiempo transcurrido desde que la muñeca se encuentra en flexión hasta que llega a extensión y conociendo el número de grados que recorre, se puede determinar la velocidad. Se ha seleccionado $\dot{\theta}_{f/2}$ como el lugar donde la velocidad es máxima ya que se trata del punto intermedio durante el movimiento de flexoextensión y se ha considerado que la velocidad aumenta de manera uniforme hasta llegar a un valor máximo que es el punto intermedio del movimiento de flexoextensión y después empieza a disminuir hasta que su valor es 0 en el punto final.

Empleando estas condiciones de frontera obtenemos los siguientes valores:

$$n_0 = 64 \quad (4.55)$$

$$n_1 = 0 \quad (4.56)$$

$$n_2 = 29485.2 \quad (4.57)$$

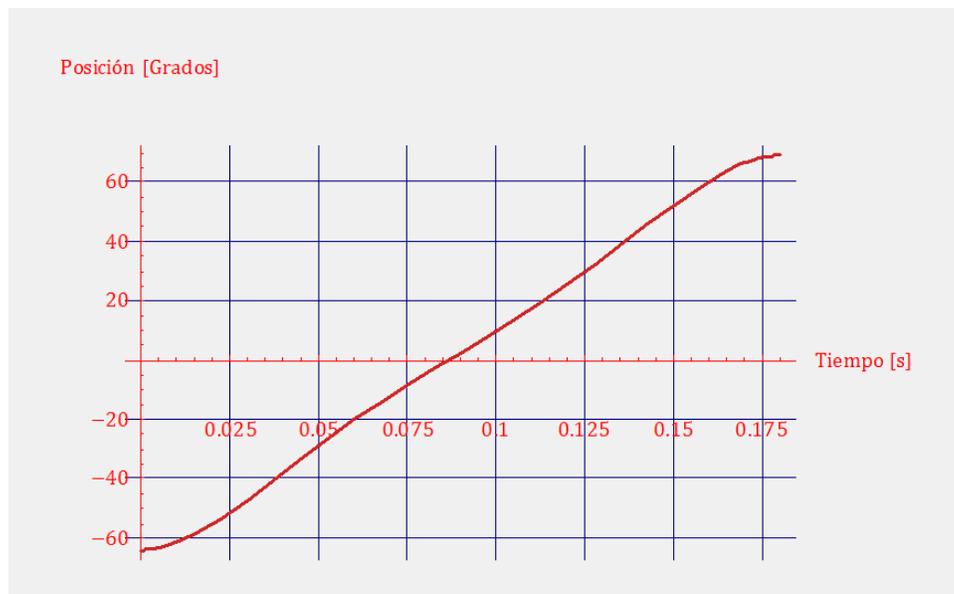
$$n_3 = -427174 \quad (4.58)$$



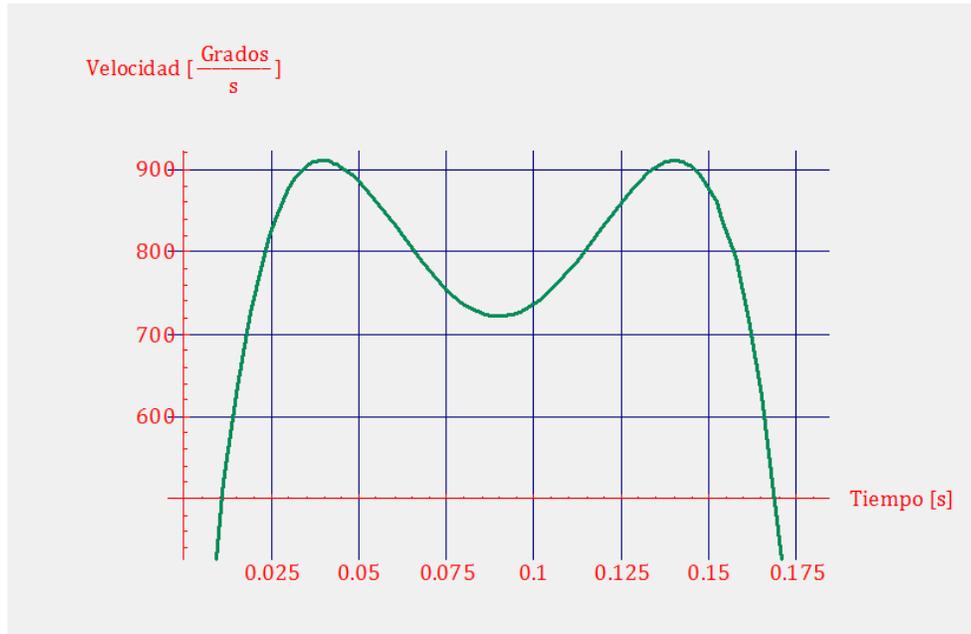
$$n_4 = 2649750 \quad (4.59)$$

$$n_5 = 5888330 \quad (4.60)$$

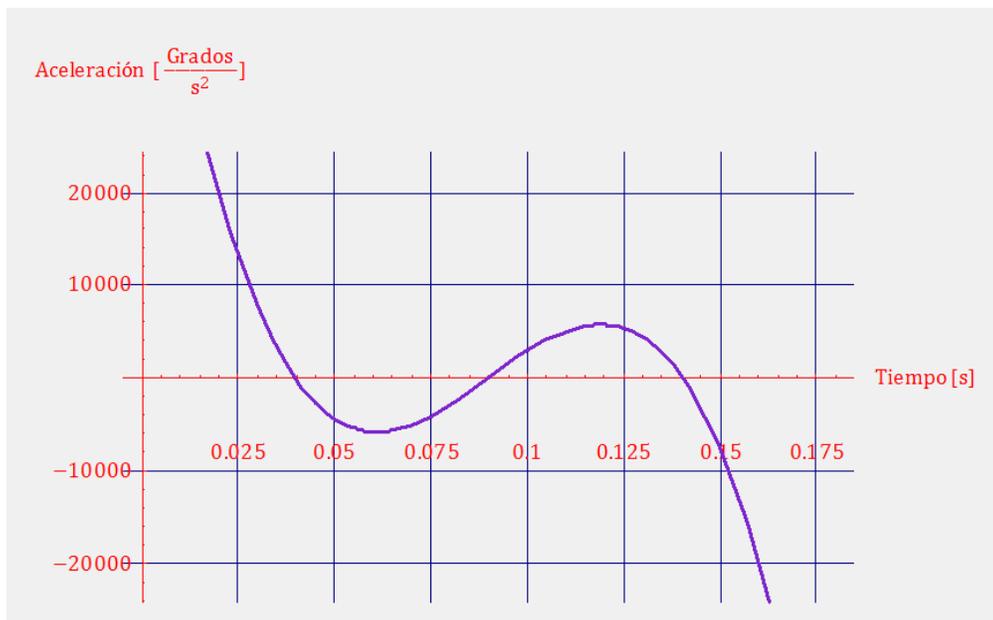
Al determinar estas constantes se pueden definir las ecuaciones para la posición, la velocidad y la aceleración. El tiempo de trabajo se obtuvo de manera experimental observando el movimiento de flexoextensión en una persona, por lo que se ha determinado que $t = 0.18 [s]$ que es el tiempo necesario para que la muñeca realice el movimiento de flexión a extensión. Las gráficas 4.1, 4.2 y 4.3 muestran respectivamente la posición, la velocidad y la aceleración del mecanismo de prótesis de muñeca en un intervalo de tiempo de $t = 0.18 [s]$.



Gráfica 4.1 La gráfica muestra la posición del mecanismo de prótesis de muñeca en un intervalo de tiempo



Gráfica 4.2 La gráfica muestra la velocidad del mecanismo de prótesis de muñeca en un intervalo de tiempo



Gráfica 4.3 La gráfica muestra la aceleración del mecanismo de prótesis de muñeca en un intervalo de tiempo

4.6 SIMULACIÓN MATEMÁTICA DEL MECANISMO PARA LOS MOVIMIENTOS DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN Y FLEXOEXTENSIÓN EN *MATHEMATICA*

Las medidas en ángulos del desplazamiento de la muñeca para los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión que se determinaron en el Capítulo 3 se emplearán a continuación para establecer los límites de movimiento de los ángulos θ_1 , θ_2 y θ_3 del mecanismo de prótesis de muñeca. Para el movimiento de abducción-aducción, al tener una sola articulación tenemos que γ (gama) representa el desplazamiento máximo de θ_1 en abducción y δ (delta) es el desplazamiento máximo de θ_2 en aducción. La Figura 5.9 muestra estos movimientos.

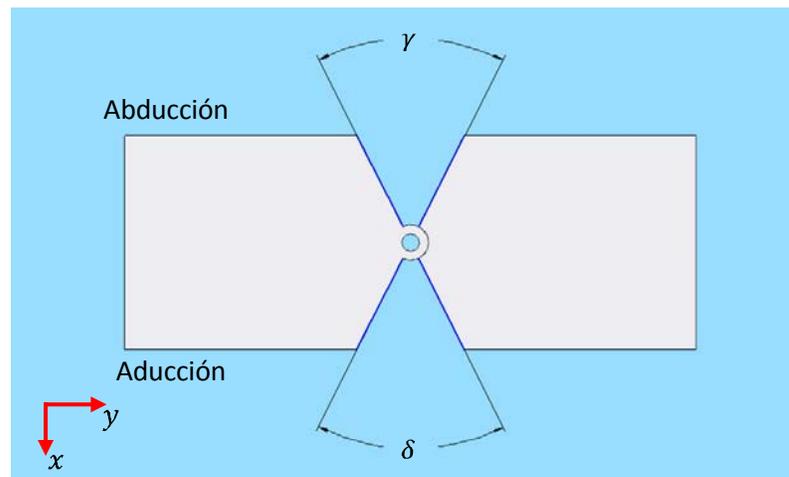


Figura 5.9 Vista superior que muestra los valores γ , δ del movimiento de abducción aducción

Durante la flexión aproximadamente el 60% del movimiento ocurre en la articulación mediocarpiana y el 40% en la articulación radiocarpiana, mientras que en el movimiento de extensión aproximadamente el 67% del movimiento ocurre en la articulación radiocarpiana y en la articulación mediocarpiana tenemos el 33% del movimiento. La Figura 5.4 muestra el porcentaje de movimiento durante la flexoextensión en las 2 articulaciones de la muñeca encargadas de este movimiento. [8]

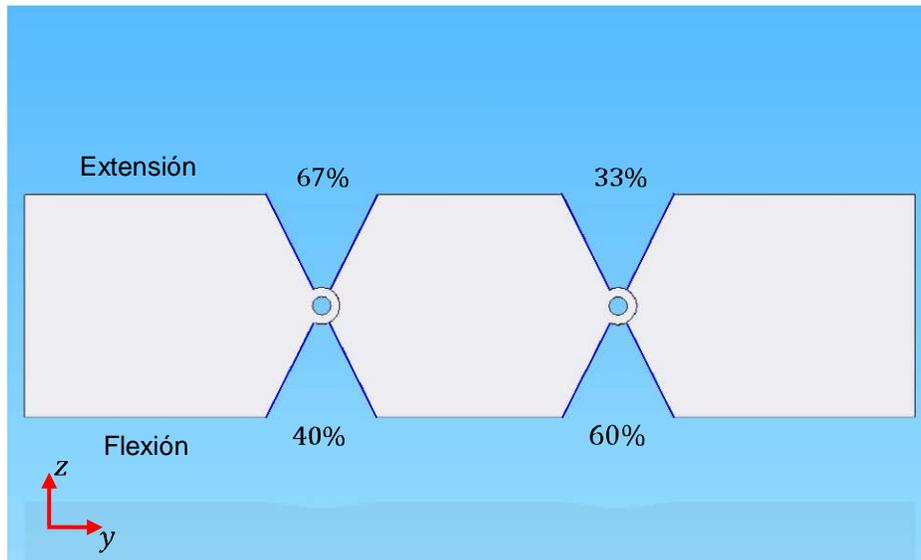


Figura 5.4 Se muestra el porcentaje de movimiento en cada una de las dos articulaciones para realizar el movimiento de flexoextensión

Ya que se tiene el porcentaje de movimiento en cada articulación para los movimientos de flexoextensión, sólo queda determinar el número de grados que cada una de estas girará, así en la Figura 5.5 las literales w , x , y , z , representan el rango de movimiento en grados en cada articulación ya sea para el movimiento de flexión o de extensión, mientras que $\theta_{Extension}$ es el movimiento total en grados para extensión y $\theta_{Flexion}$ es el número de grados que la articulación se moverá en flexión.

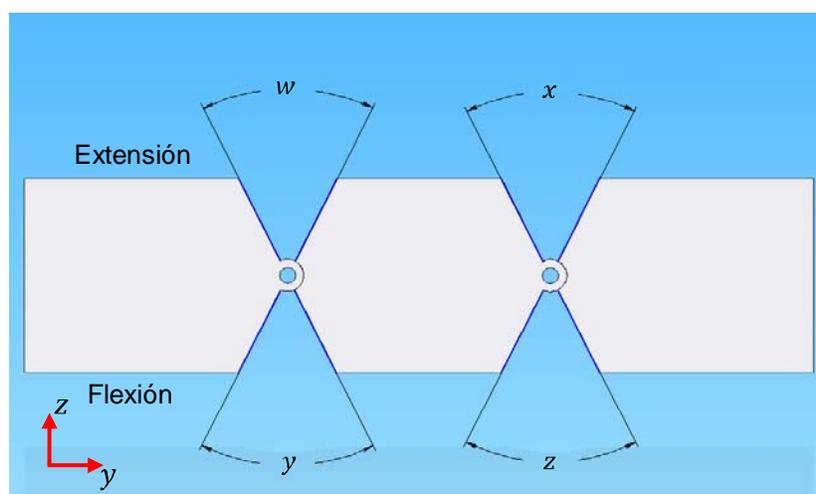


Figura 5.5 Las literales w , x , y , z corresponde con los valores en grados de movimiento de cada articulación en flexoextensión



Por lo tanto en las siguientes igualdades tenemos que:

$$\theta_{Extension} = w + x \quad (4.61)$$

$$\theta_{Flexion} = y + z \quad (4.62)$$

Para el movimiento de flexoextensión se ha seleccionado un mecanismo con 2 grados de libertad. El desplazamiento w del mecanismo es el resultado del producto del valor del desplazamiento total de la muñeca en extensión, dicho valor se muestra en la Tabla 3.2 del Capítulo 3 y el porcentaje que w representa del movimiento total en extensión se muestra en la Figura 1.23 en el Capítulo 1[8]. Se determinaron los valores de x , y , z empleando las referencias antes mencionadas, así tenemos que:

$$w = 0.67 \times \theta_{Extensión} \quad (4.63)$$

$$x = 0.33 \times \theta_{Extensión} \quad (4.64)$$

$$y = 0.4 \times \theta_{Flexión} \quad (4.65)$$

$$z = 0.6 \times \theta_{Flexión} \quad (4.66)$$

Si consideramos que el mecanismo de la prótesis de muñeca se encuentra localizado en un sistema de ejes coordenados de 3 dimensiones derecho, siendo el eje x colineal con un vector formado por el origen del sistema de coordenadas y el punto final del tercer eslabón, encontrándose el mecanismo en una posición central (que de ahora en adelante llamaremos punto neutro) y el dorso de la prótesis en la parte superior con respecto a la palma del mecanismo, se tiene que los valores de movimiento máximo de w , x , y , z , γ , δ para lograr los 4 principales movimientos de la muñeca se pueden ver en la siguiente tabla.



Tabla 5.3 Se muestran los valores máximos en grados de cada articulación en el mecanismo de prótesis para poder realizar los 4 principales movimientos que realiza la muñeca

Movimiento en grados de cada articulación				
[grados]	Abducción	Aducción	Flexión	Extensión
γ	20.5	0	0	0
δ	0	47.9	0	0
w	0	0	0	41.07
x	0	0	0	20.23
y	0	0	24.88	0
z	0	0	37.32	0

Los valores que se muestran en la Tabla 5.3 son empleados en la simulación realizada en *Mathematica*, estos valores representan los límites de movimiento de los eslabones del mecanismo para abducción-aducción y flexoextensión.

La muñeca en el cuerpo humano realiza 4 movimientos básicos que son abducción-aducción y flexoextensión, los demás movimientos realizados por esta parte del cuerpo son una combinación de los 4 movimientos básicos. Las siguientes figuras muestran la simulación realizada en *Mathematica* para cada uno de los 4 movimientos básicos de la muñeca. Para cada uno de estos movimientos, se muestra una figura con los valores límites.



A) Punto Neutro

En esta posición los valores de los ángulos θ_1 , θ_2 , θ_3 son cero, esto significa que el mecanismo de la prótesis de muñeca se encuentra totalmente extendida. La siguiente figura muestra esta posición realizada gracias a una simulación hecha en el programa *Mathematica*. El eslabón rojo es una pieza fija sin movimiento. El eslabón verde representa la parte del mecanismo que realiza el movimiento de abducción-aducción y parte del movimiento de flexoextensión. El eslabón azul representa la segunda parte del mecanismo que realiza los movimientos de flexoextensión.

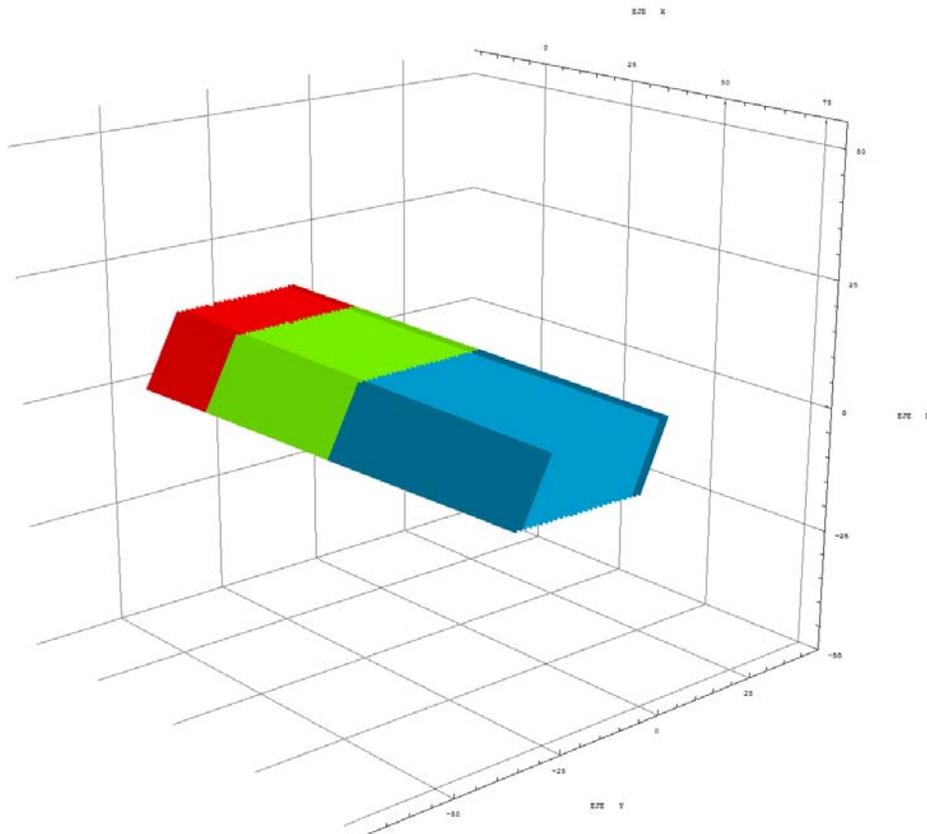


Figura 5.6 La ilustración muestra una simulación del mecanismo de prótesis de muñeca en su punto neutro.



B) Abducción

En la siguiente figura se puede apreciar la simulación del movimiento de abducción realizado en una prótesis de muñeca localizada en un brazo izquierdo. Como se puede apreciar el segundo y tercer grado de libertad permanecen en su punto neutro, esto quiere decir que del vector de posición para el segundo y tercer eslabón $\theta_2 = \theta_3 = 0$. El valor de $\theta_1 = \gamma$ representa el límite de movimiento del mecanismo en abducción, esto puede ser apreciado en la Figura 5.10.

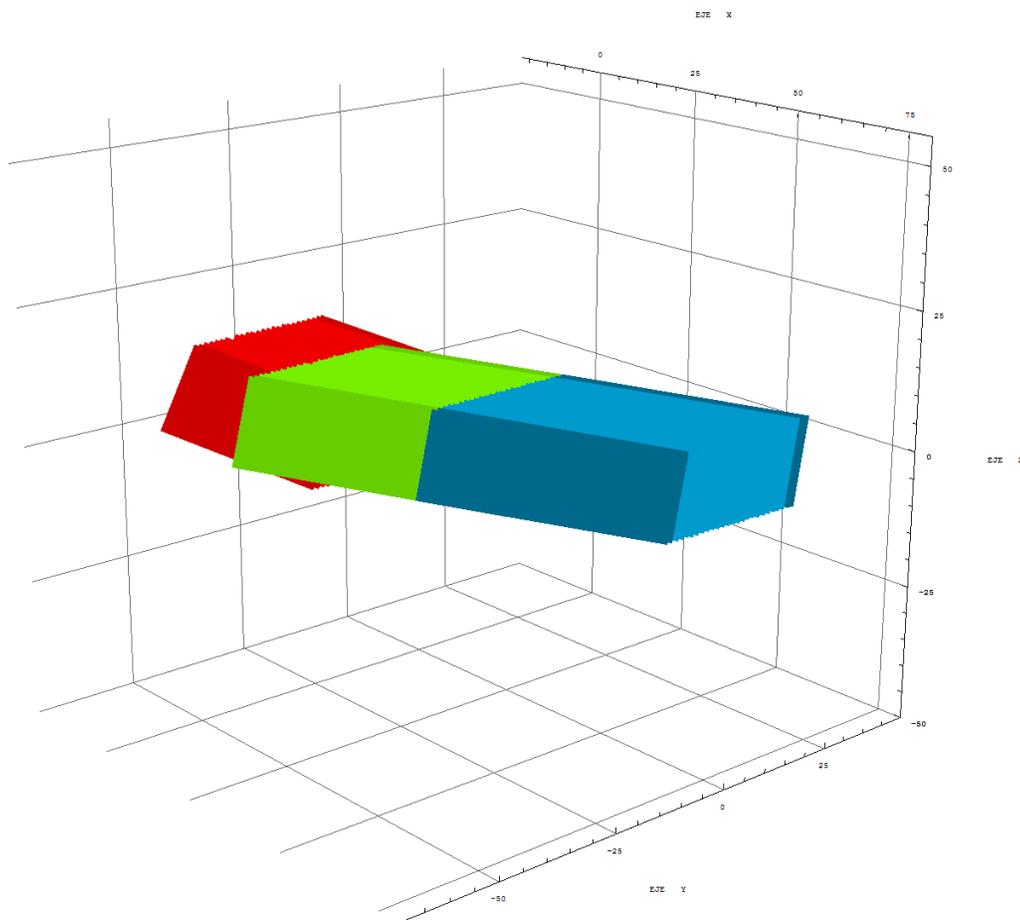


Figura 5.10 Movimiento de abducción en la simulación matemática. El segundo y tercer grado de libertad permanecen en su posición neutra



C) Aducción

En la Figura 5.11 se aprecia como el mecanismo se desplaza hacia adentro del cubo que lo contiene. Para este movimiento se tiene que $\theta_2 = \theta_3 = 0$ y $\theta_1 = \delta$ para el máximo desplazamiento de la articulación durante la aducción.

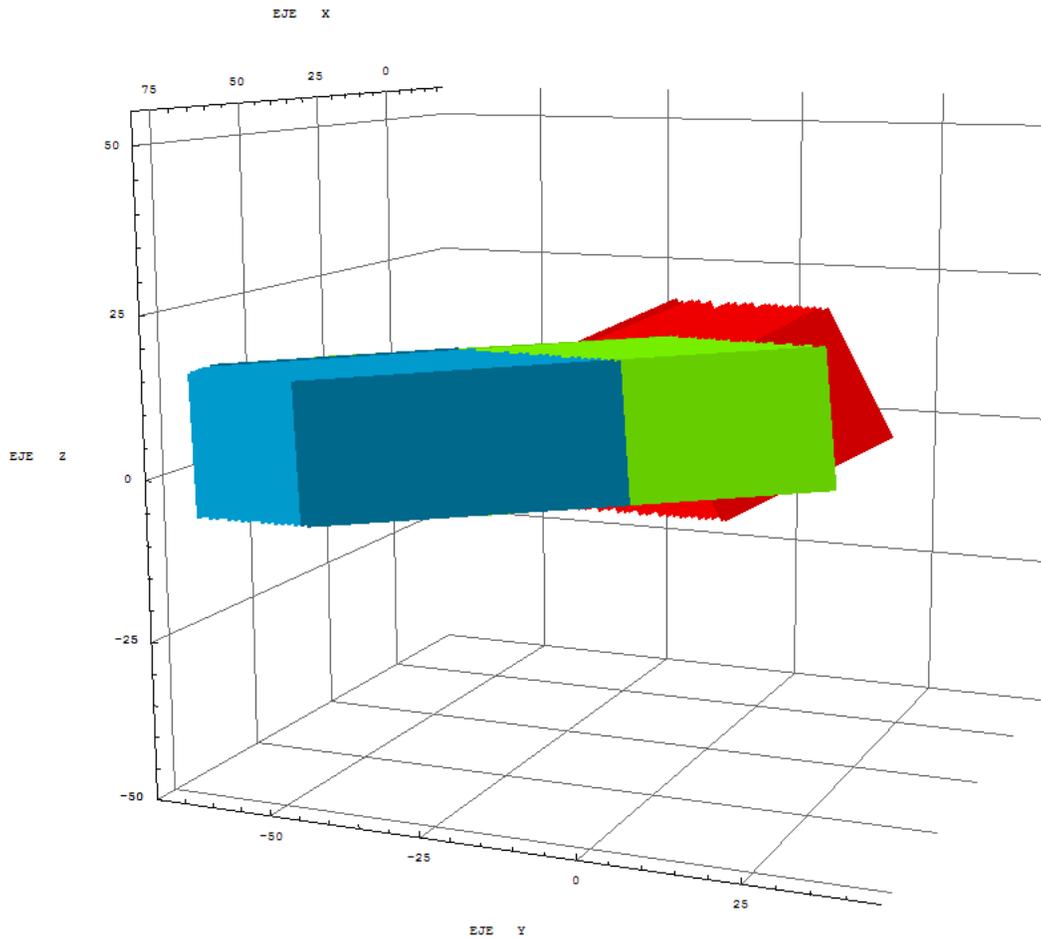


Figura 5.11 Simulación del mecanismo de prótesis de muñeca en aducción

D) Extensión

Los movimientos de flexoextensión se encuentran contenidos en el plano $y = 0$ y se tiene que $\theta_1 = 0$, $\theta_2 = w$ y $\theta_3 = x$ para el máximo desplazamiento de los eslabones del mecanismo en el movimiento que emula extensión. En la Figura 5.7 se puede apreciar cómo los eslabones 2 y 3 permiten realizar este movimiento, empleando la configuración de Smith la cual propone emplear 2 grados de libertad para realizar este movimiento. [8]

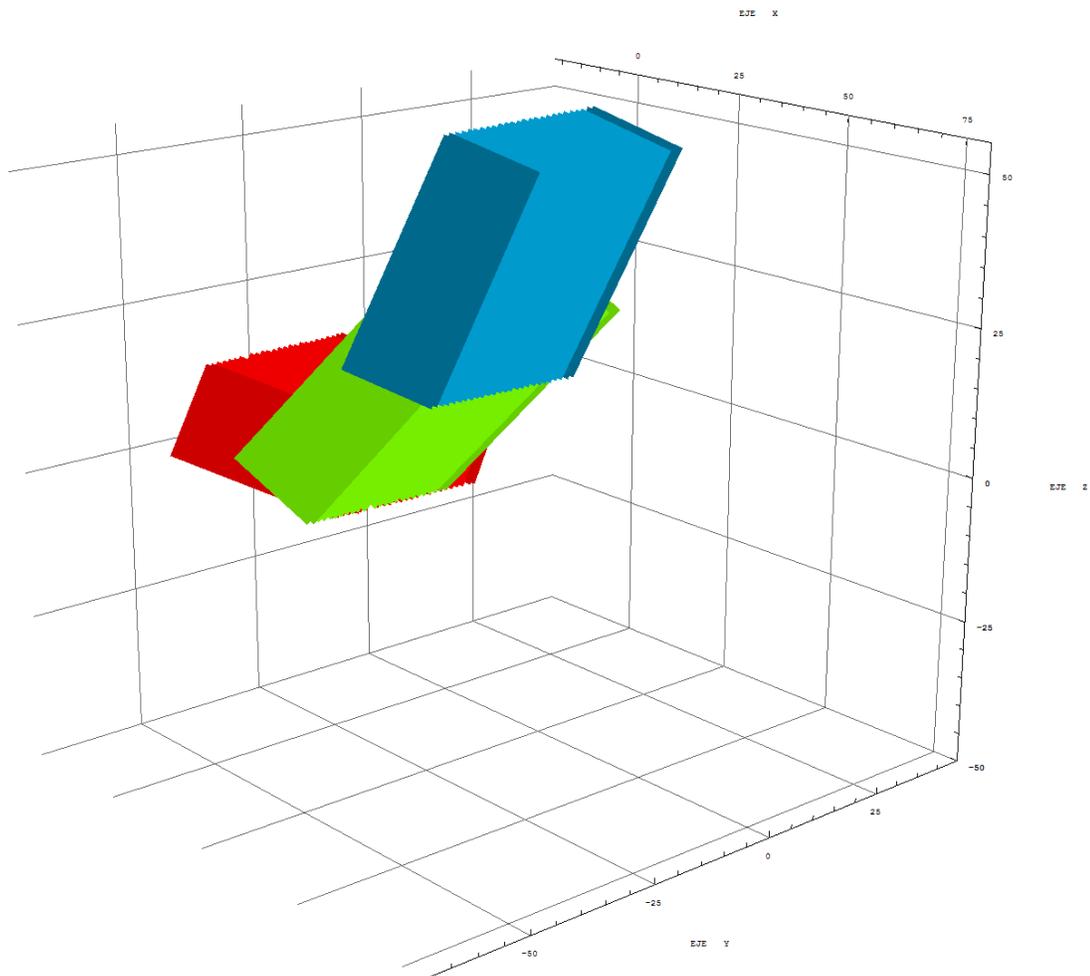


Figura 5.7 Movimiento de extensión realizado en el plano $y = 0$.



E) Flexión

Este movimiento también se realiza en el plano $y = 0$. Los valores de los ángulos son $\theta_1 = 0$, $\theta_2 = y$ y $\theta_3 = z$ para el desplazamiento máximo del mecanismo.

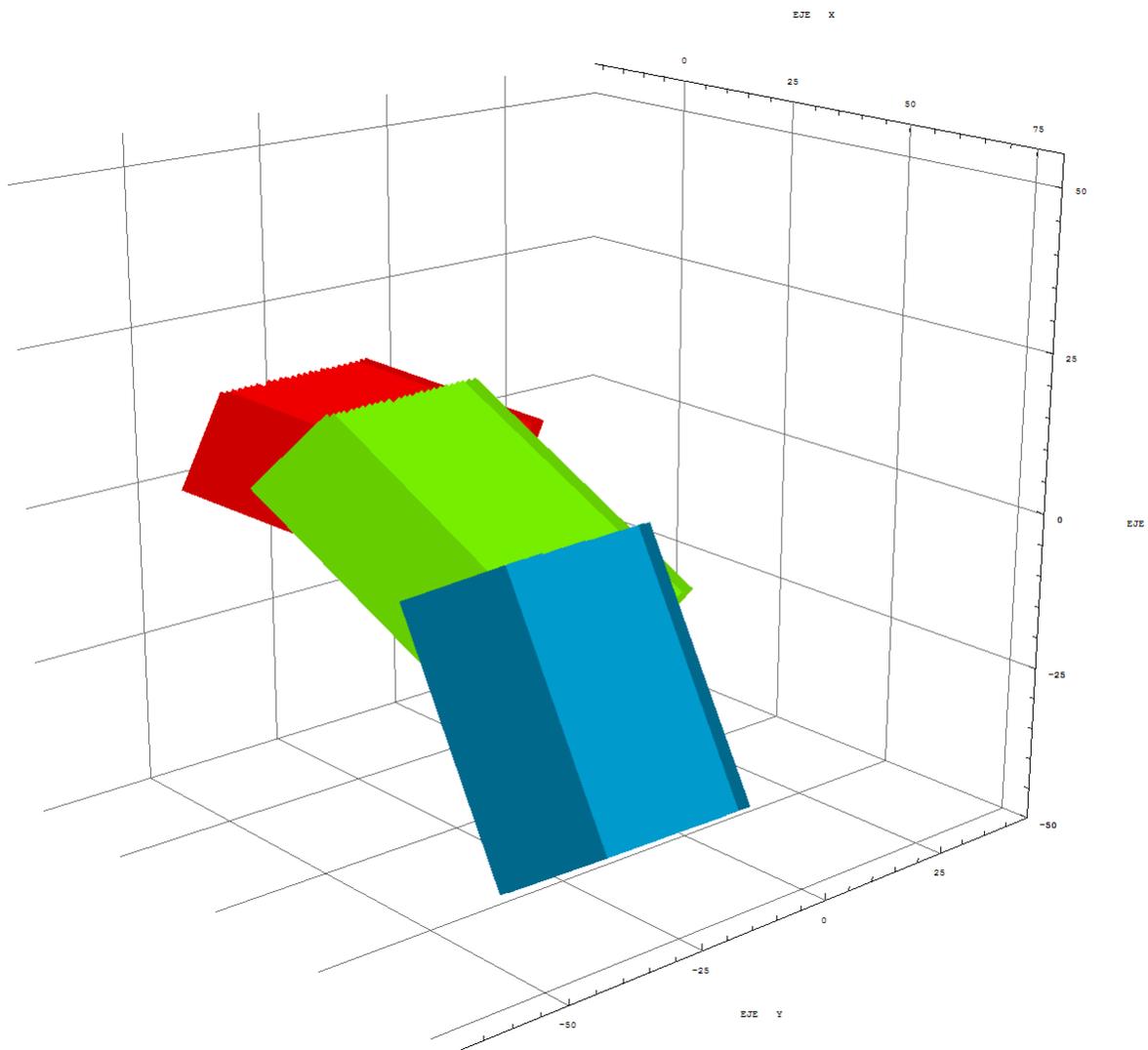


Figura 5.8 Simulación del mecanismo de prótesis de muñeca en la posición de flexión



Las simulaciones del mecanismo realizadas en *Mathematica* y que se presenta en las 4 figuras anteriores han sido elaboradas con el objetivo de demostrar que el mecanismo es funcional y es capaz de realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión para los valores del estudio antropométrico realizado en el Capítulo 3.

Estos resultados permiten concluir que es factible dibujar un mecanismo que cumpla con estas especificaciones, ya que éste podrá realizar los movimientos deseados. El Anexo D muestra el programa de la simulación del movimiento de flexoextensión. Se ha seleccionado este movimiento con la finalidad de mostrar en una simulación el desplazamiento del mecanismo desde una posición inicial de flexión hasta una posición final en extensión. Modificando los valores de los ángulos θ_1 , θ_2 y θ_3 se puede simular cualquiera de los 4 movimientos básicos de la muñeca y también se puede mostrar los movimientos que son el resultado de una combinación de 2 movimientos básico de la muñeca como puede ser abducción y extensión al mismo tiempo.



CAPÍTULO 5

MODELO DINÁMICO DEL MECANISMO

5.1 MÉTODO NEWTON-EULER

En robótica existen 2 métodos muy empleados para determinar el modelo dinámico de un robot. Estos métodos son la formulación Lagrangiana y la formulación Newton-Euler. La desventaja del primero consiste en que su algoritmo es de un orden de complejidad computacional $O(n^4)$, esto significa que el número de operaciones a realizar crece con la potencia 4 del número de grados de libertad, emplear éste método para mecanismos de varios grados de libertad lo hace impráctico para usarse en tiempo real [36].

La formulación Newton-Euler presenta un orden de complejidad computacional $O(n)$, esto nos dice que la complejidad depende directamente del número de grados de libertad. A continuación se presenta el Algoritmo Computacional para realizar el modelado dinámico de un mecanismo empleando el método Newton-Euler [36].

5.1.1 ALGORITMO NEWTON-EULER [36]

1. Asignar a cada eslabón un sistema de referencia empleando los parámetros Devanit-Hartenberg.
2. Determinar las matrices de rotación R_i^{i-1} y sus inversas R_{i-1}^i si sabemos que:

$$R_{i-1}^i = (R_i^{i-1})^{-1} \quad (5.1)$$

$$(R_i^{i-1})^{-1} = (R_i^{i-1})^T \quad (5.2)$$



3. Establece las condiciones iniciales, para el sistema de la base $[S_0]$, las cuales se presentan a continuación.

$$\omega_0^0 = [0, 0, 0]^T \text{ (velocidad angular)} \quad (5.3)$$

$$\dot{\omega}_0^0 = [0, 0, 0]^T \text{ (aceleración angular)} \quad (5.4)$$

$$v_0^0 = [0, 0, 0]^T \text{ (velocidad lineal)} \quad (5.5)$$

$$\dot{v}_0^0 = [g_x, g_y, g_z]^T \text{ (aceleración lineal)} \quad (5.6)$$

$$z_0 = [0, 0, 1]^T \quad (5.7)$$

$p_i^i =$ Coordenadas del origen del sistema $[S_i]$ respecto a $[S_{i-1}]$

$s_i^i =$ Coordenadas del centro de masa del eslabón i respecto del sistema $[S_i]$

$I_i^i =$ Matriz de inercia del eslabón i respecto de su centro de masa en $[S_i]$

Por lo general los valores de ω_0^0 , $\dot{\omega}_0^0$, v_0^0 y \dot{v}_0^0 son 0 cuando la base del robot no está en movimiento.

NOTA: Para $i = 1 \dots n$ realizar los pasos del 4 al 7 (recursividad hacia adelante)

4. Determinar la velocidad angular del sistema $[S_i]$

$$\omega_i^i = \begin{cases} R_{i-1}^i (\omega_{i-1}^{i-1} + z_0 \dot{q}_i) & \text{si el eslabón } i \text{ es de rotación} \\ R_{i-1}^i \omega_{i-1}^{i-1} & \text{si el eslabón } i \text{ es de traslación} \end{cases} \quad (5.8)$$



5. Determinar la aceleración angular del sistema [S_i]

$$\dot{\omega}_i^i = \begin{cases} R_{i-1}^i (\dot{\omega}_{i-1}^{i-1} + z_0 \ddot{q}_i) + \omega_{i-1}^{i-1} \times z_0 \dot{q}_i & \text{si el eslabón es de rotación} \\ R_{i-1}^i \dot{\omega}_{i-1}^{i-1} & \text{si el eslabón es de traslación} \end{cases} \quad (5.9)$$

6. Determinar la aceleración lineal del sistema i .

$$\dot{v}_i^i = \begin{cases} \dot{\omega}_i^i \times p_i^i + \omega_i^i \times (\omega_i^i \times p_i^i) + R_{i-1}^i \dot{v}_{i-1}^{i-1} & \text{si el eslabón } i \text{ es de rotación} \\ R_{i-1}^i (z_0 \ddot{q}_i + \dot{v}_{i-1}^{i-1}) + \dot{\omega}_i^i \times p_i^i + & \text{si el eslabón } i \text{ es de traslación} \\ 2\omega_i^i \times R_{i-1}^i z_0 \dot{q}_i + \omega_i^i \times (\omega_i^i \times p_i^i) & \end{cases} \quad (5.10)$$

7. Determinar la aceleración lineal del centro de gravedad del eslabón i , que está dada por la siguiente ecuación.

$$a_i^i = \dot{\omega}_i^i \times s_i^i + \omega_i^i \times (\omega_i^i \times s_i^i) + \dot{v}_i^i \quad (5.11)$$

NOTA: Para $i = n \dots 1$ realizar los pasos 8 al 10 (recursividad hacia atrás)

8. Determinar la fuerza ejercida sobre el eslabón i (último eslabón), mediante la siguiente ecuación.

$$f_i^i = R_{i+1}^i f_{i+1}^{i+1} + m_i a_i^i \quad (5.12)$$

9. Determinar el par ejercido sobre el eslabón i .

$$n_i^i = R_{i+1}^i (n_{i+1}^{i+1} + (R_{i+1}^{i+1} p_i^i) \times f_{i+1}^{i+1}) + (p_i^i + s_i^i) \times m_i a_i^i + I_i^i \dot{\omega}_i^i + \omega_i^i \times (I_i^i \omega_i^i) \quad (5.13)$$



10. Determinar la fuerza o par aplicado a la articulación i .

$$\tau_i = \begin{cases} n_i^{iT} R_{i-1}^i z_0 & \text{si el eslabón } i \text{ es de rotación} \\ f_i^{iT} R_{i-1}^i z_0 & \text{si el eslabón } i \text{ es de translación} \end{cases} \quad (5.14)$$

5.2 MODELO DINÁMICO DEL MECANISMO DE PRÓTESIS EMPLEANDO EL MÉTODO NEWTON-EULER [36]

Siguiendo el procedimiento descrito anteriormente tenemos el siguiente desarrollo.

1. La asignación de un sistema de referencia para cada eslabón se realizó en el capítulo anterior, así para mayor información se podrá consultar el Capítulo 4.
2. De las matrices obtenidas en el Capítulo 4 se obtienen las siguientes matrices de rotación y sus inversas.

$$R_1^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \text{sen } \theta_1 \\ \text{sen } \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.15)$$

$$R_2^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\text{sen } \theta_2 & 0 \\ \text{sen } \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

$$R_3^2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\text{sen } \theta_3 & 0 \\ \text{sen } \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.17)$$

A continuación se muestran las matrices de rotación inversas.



$$R_0^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \text{sen } \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ \text{sen } \theta_1 & -\cos \theta_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

$$R_1^2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & \text{sen } \theta_2 & 0 \\ -\text{sen } \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.19)$$

$$R_2^3 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & \text{sen } \theta_3 & 0 \\ -\text{sen } \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.20)$$

3. A continuación se muestran las condiciones iniciales en el mecanismo que se está estudiando.

$$\omega_0^0 = [0, 0, 0]^T \quad (5.21)$$

$$\dot{\omega}_0^0 = [0, 0, 0]^T \quad (5.22)$$

$$v_0^0 = [0, 0, 0]^T \quad (5.23)$$

$$\dot{v}_0^0 = [0, 0, g]^T \quad (5.24)$$

$$z_0 = [0, 0, 1]^T \quad (5.25)$$

$$p_1^1 = [0, 0, 0]^T \quad (5.26)$$

$$p_2^2 = [0, 0, 0]^T \quad (5.27)$$

$$p_3^3 = [0, 0, 0]^T \quad (5.28)$$

$$s_1^1 = [0, 0, 0]^T \quad (5.29)$$

$$s_2^2 = [0, 0, L_2]^T \quad (5.30)$$

$$s_3^3 = [0, 0, L_3]^T \quad (5.31)$$



$$I_2^2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.32)$$

$$I_3^3 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.33)$$

NOTA: Se emplearán a continuación las siguientes equivalencias:

$$- \cos\theta_n = c\theta_n, \quad \text{sen}\theta_n = s\theta_n \quad (5.34)$$

$$- \cos(\theta_n + \theta_m) = c(\theta_n + \theta_m) \quad (5.35)$$

$$- \cos(2\theta_n) = c(2\theta_n) \quad \forall n, m \rightarrow \text{Naturales} \quad (5.36)$$

Los valores de L_2 y L_3 se determinaron del estudio antropométrico que se realizó, este estudio se muestra a detalle en el Capítulo III.

$$L_2 = 37/2 \quad (5.37)$$

$$L_3 = 30/2 \quad (5.38)$$

4. Todos los eslabones del mecanismo son rotacionales, por lo que se emplea la ecuación descrita anteriormente de la siguiente manera.

Primer eslabón

$$\omega_1^1 = R_0^1 (\omega_0^0 + z_0 \dot{\theta}_1) \quad (5.40)$$



$$\omega_1^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.41)$$

Segundo eslabón

$$\omega_2^2 = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 s\theta_2 \\ \dot{\theta}_1 c\theta_2 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (5.42)$$

Tercer eslabón

$$\omega_3^3 = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 s(\theta_2 + \theta_3) \\ \dot{\theta}_1 c(\theta_2 + \theta_3) \\ \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (5.43)$$

5. Para las aceleraciones angulares se tienen los siguientes resultados.

Primer eslabón

$$\dot{\omega}_1^1 = R_0^1 (\dot{\omega}_0^0 + z_0 \ddot{\theta}_1) + \omega_0^0 \times z_0 \dot{\theta}_1 \quad (5.44)$$

$$\dot{\omega}_1^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.45)$$

**Segundo eslabón**

$$\dot{\omega}_2^2 = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 s\theta_2 + \dot{\theta}_1^2 \\ \ddot{\theta}_1 c\theta_2 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \quad (5.46)$$

Tercer eslabón

$$\dot{\omega}_3^3 = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 c\theta_2 + \dot{\theta}_1^2 c\theta_3 + \ddot{\theta}_1 s(\theta_2 + \theta_3) \\ \ddot{\theta}_1 c(\theta_2 + \theta_3) - \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 s\theta_2 + \dot{\theta}_1 s\theta_3) \\ \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (5.47)$$

6. Para las aceleraciones lineales tenemos lo siguiente.

Primer eslabón

$$\dot{V}_1^1 = \dot{\omega}_1^1 X P_1^1 + \omega_1^1 (\omega_1^1 x p_1^1) + R_0^1 \dot{v}_0^0 \quad (5.48)$$

$$\dot{v}_1^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ g \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.49)$$

Segundo eslabón

$$\dot{v}_2^2 = \begin{bmatrix} g s\theta_2 \\ g c\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.50)$$

**Tercer eslabón**

$$\dot{v}_3^3 = \begin{bmatrix} g s(\theta_2 + \theta_3) \\ g c(\theta_2 + \theta_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.51)$$

7. Para las aceleraciones lineales del centro de gravedad del eslabón se tiene lo siguiente.

Primer eslabón

$$a_1^1 = \dot{\omega}_1^1 x s_1^1 + \omega_1^1 x (\omega_1^1 x s_1^1) + \dot{v}_1^1 \quad (5.52)$$

$$a_1^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ g \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.53)$$

Segundo eslabón

$$a_2^2 = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 L_2 c \theta_2 + s \theta_2 (g + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2) \\ c \theta_2 (g + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2) - L_2 (\dot{\theta}_1^2 + \ddot{\theta}_1 s \theta_2) \\ - \dot{\theta}_1^2 L_2 \end{bmatrix} \quad (5.54)$$

Tercer eslabón

$$a_3^3 = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 L_3 c(\theta_2 - \theta_3) - \dot{\theta}_1 L_3 (\dot{\theta}_2 s \theta_2 + \dot{\theta}_1 s \theta_3) + s(\theta_2 + \theta_3) (g + \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) L_3) \\ g c(\theta_2 + \theta_3) - L_3 (\dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_2 c \theta_2 + \dot{\theta}_1 c \theta_3 - (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) c(\theta_2 + \theta_3)) + \ddot{\theta}_1 s(\theta_2 + \theta_3)) \\ - \dot{\theta}_1^2 L_3 \end{bmatrix} \quad (5.55)$$



8. A continuación se determinará la fuerza ejercida sobre cada uno de los 3 eslabones.

Para el tercer eslabón

$$f_3^3 = \begin{bmatrix} m_3(\ddot{\theta}_1 L_3 c(\theta_2 - \theta_3) - \dot{\theta}_1 L_3(\dot{\theta}_2 s\theta_2 + \dot{\theta}_1 s\theta_3) + (g + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3)s(\theta_2 + \theta_3)) \\ m_3(gc(\theta_2 + \theta_3) - L_3(\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 c\theta_2 + \dot{\theta}_1 c\theta_3 - (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)c(\theta_2 + \theta_3)) + \ddot{\theta}_1 s(\theta_2 + \theta_3))) \\ m_3(-\dot{\theta}_1^2 L_3) \end{bmatrix}$$

(5.56)

En el segundo eslabón

$$f_2^2 = \begin{bmatrix} f_2^2 11 + f_2^2 12 \\ f_2^2 21 - f_2^2 22 \\ f_2^2 31 \end{bmatrix} \quad (5.57)$$

$$f_2^2 11 = c\theta_2(\ddot{\theta}_1 L_2 m_2 + \ddot{\theta}_1 L_3 m_3 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_3 m_3 s\theta_3)$$

$$f_2^2 12 = s\theta_2(\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2 m_2 + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3 m_3 + g(m_2 + m_3) + L_3 m_3 c\theta_3(-\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + 2\ddot{\theta}_1 s\theta_3))$$

$$f_2^2 21 = -\dot{\theta}_1^2(L_2 m_2 + L_3 m_3) + c\theta_2(\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2 m_2 + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3 m_3 + (m_2 + m_3) - g(m_2 + m_3) - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_3 m_3 c\theta_3)$$

$$f_2^2 22 = s\theta_2(\ddot{\theta}_1 L_2 m_2 + \ddot{\theta}_1 L_3 m_3 c(2\theta_3) + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_3 m_3 s\theta_3)$$

$$f_2^2 31 = -\dot{\theta}_1^2(L_2 m_2 + L_3 m_3)$$



Para el primer eslabón

$$f_1^1 = \begin{bmatrix} f_1^{111} \\ f_1^{121} \\ f_1^{131} \end{bmatrix} \quad (5.58)$$

$$f_1^{111} = -\dot{\theta}_1^2(L_2m_2 + L_3m_3)s\theta_1 + c\theta_1(c\theta_2(\ddot{\theta}_1L_2m_2 + \ddot{\theta}_1L_3m_3 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_3m_3s\theta_3) + s\theta_2(\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_2m_2 + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3m_3 + g(m_2 + m_3) + L_3m_3c\theta_3(-\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2\ddot{\theta}_1s\theta_3)))$$

$$f_1^{121} = \dot{\theta}_1^2(L_2m_2 + L_3m_3)c\theta_1 + s\theta_1(c\theta_2(\ddot{\theta}_1L_2m_2 + \ddot{\theta}_1L_3m_3 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_3m_3s\theta_3) + s\theta_2(\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_2m_2 + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3m_3 + g(m_2 + m_3) + L_3m_3c\theta_3(-\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + 2\ddot{\theta}_1s\theta_3)))$$

$$f_1^{131} = -\dot{\theta}_1(L_2m_2 + L_3m_3) + c\theta_2(\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_2m_2 + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3m_3 + g(m_2 + m_3) - \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_3m_3c\theta_3) - s\theta_2(\ddot{\theta}_1L_2m_2 + \ddot{\theta}_1L_3m_3c(2\theta_3) + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2L_3m_3s\theta_3)$$

9. A continuación se determinará el par ejercido en cada eslabón.

Para el tercer eslabón

$$n_3^3 = \begin{bmatrix} L_3m_3(g c(\theta_2 + \theta_3) - L_3(\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2c\theta_2 + \dot{\theta}_1c\theta_3 - (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)c(\theta_2 + \theta_3) + \ddot{\theta}_1s(\theta_2 + \theta_3))) \\ L_3m_3(-\ddot{\theta}_1L_3c(\theta_2 - \theta_3) + \dot{\theta}_1L_3(\dot{\theta}_2s\theta_2 + \dot{\theta}_1s\theta_3) - (g + \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)L_3)s(\theta_2 + \theta_3)) \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$(5.59)$$



Para el segundo eslabón

$$n_2^2 = \begin{bmatrix} n_2^{211} \\ n_2^{221} \\ n_2^{231} \end{bmatrix} \quad (5.60)$$

$$n_2^{211} = \dot{\theta}_1^2 (L_2^2 m_2 - L_3^2 m_3) + c\theta_2 (-L_2 (g + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2) m_2 + L_3 (g + \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_2 + \theta_3 L_3 m_3 - \theta_1 \theta_2 L_3 m_3 c\theta_3 + s\theta_2 (\theta_1 L_2 m_2 - L_3 m_3 (\theta_1 c\theta_3 + \theta_1 \theta_2 s\theta_3)))$$

$$n_2^{221} = c\theta_2 (\ddot{\theta}_1 L_2^2 m_2 - \ddot{\theta}_1 L_3^2 m_3 s\theta_3) + s\theta_2 (L_2 (g + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2) m_2 - L_3 (g + \theta_1 \theta_2 + \theta_3 L_3 m_3 + L_3 m_3 (\theta_1 \theta_2 c\theta_3 - \theta_1 s\theta_3)))$$

$$n_2^{231} = 0$$

Para el primer eslabón

$$n_1^1 = \begin{bmatrix} n_1^{111} \\ n_1^{121} \\ n_1^{131} \end{bmatrix} \quad (5.61)$$

$$n_1^{111} = 1/2 (-2L_2 (g + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 L_2) m_2 + 2L_3 (g + \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) L_3) m_3 + 2\dot{\theta}_1^2 (L_2^2 m_2 - L_3 m_3 c\theta_2 - 2L_3 m_3 (\theta_1 \theta_2 c\theta_3 - 2\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 s\theta_2 + \theta_3)))$$

$$n_1^{121} = 1/2 (2\ddot{\theta}_1 L_2^2 m_2 - \ddot{\theta}_1 L_3^2 m_3 + 2\dot{\theta}_1^2 L_2^2 m_2 s\theta_2 - L_3^2 m_3 (\ddot{\theta}_1 c(2\theta_2) + 2(\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 s\theta_3 + s\theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \ddot{\theta}_1 s(\theta_2 + 2\theta_3))))))$$

$$n_1^{131} = 0$$



10. Empleando los resultados anteriores ahora se determinará la fuerza y el par aplicado.

$$F_3 = -\dot{\theta}_1^2 L_3 m_3 \quad (5.62)$$

$$T_1 = \frac{1}{2} (2\ddot{\theta}_1 L_2^2 m_2 - \ddot{\theta}_1 L_3^2 m_3 + 2\dot{\theta}_1^2 L_2^2 m_2 s\theta_2 - L_3^2 m_3 (\ddot{\theta}_1 c(2\theta_2) + 2(\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 s\theta_3 + s\theta_2 (\dot{\theta}_1^2 + \ddot{\theta}_1 s(\theta_2 + 2\theta_3))))))$$

$$(5.63)$$

Los resultados obtenidos en este Capítulo serán empleados en el Capítulo 7 para determinar los actuadores a emplear y realizar la propuesta final del mecanismo de prótesis de muñeca.



CAPÍTULO 6

DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE MUÑECA

6.1 PARÁMETROS DE DISEÑO

Las prótesis de muñeca actualmente disponibles en el mercado no son capaces de imitar los movimientos generados por una mano humana, sólo una prótesis (*Luke Arm*) es puede de realizar parcialmente el movimiento de flexoextensión, pero no es capaz de realizar el movimiento de abducción-aducción [34].

Como se ha visto en el Capítulo 2, los brazos antropomórficos diseñados para robots imitan todos los movimientos de la muñeca, sin embargo su desventaja radica en que son mecanismos la mayoría de las veces complejos y no cumplen las especificaciones de una prótesis humana en lo referente a sus dimensiones, ya que éstas 2 características son mucho mayores que las del brazo de una persona por lo que desde el punto de vista funcional y estético no pueden emplearse como prótesis.

Todos los mecanismos a los que se hace referencia en el Capítulo 2 (prótesis, brazos antropomórficos, reemplazos de muñeca) asumen que la cabeza del hueso grande es el eje de todos los movimientos de la mano. En el cuerpo humano esto no ocurre así [8] ya que el movimiento de abducción-aducción y parte del movimiento de flexoextensión se origina en la articulación radiocarpiana y la otra parte del movimiento de flexoextensión se encuentra en la articulación mediocarpiana por lo que desde el punto de vista de la mecánica la muñeca cuenta con 3 grados de libertad. Como se ha explicado anteriormente cuando la muñeca realiza estos movimientos, todos los huesos del carpo se mueven, por esta razón el mecanismo que se diseñará tendrá los 3 grados de libertad, con la finalidad de intentar imitar al cuerpo humano en el diseño y lograr un movimiento más natural en esta articulación.



6.2 METODOLOGÍA EMPLEADA EN EL DISEÑO BIOMECATRÓNICO DEL MECANISMO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

Una de las varias definiciones de mecatrónica dice que ésta es la sinergia que resulta de la combinación de la ingeniería de manufactura, ingeniería de control, tecnologías de la información, electrónica y mecánica [38]. Los productos desarrollados con este enfoque son menos costosos, presentan un mejor desempeño y se logra obtener la optimización del producto ya que se tiene conocimiento sobre cómo integrar los conocimientos de diferentes áreas.

Cuando se pretende diseñar un producto mecatrónico que imite a la naturaleza cómo puede ser un insecto, un animal o alguna parte del cuerpo, se dice que es un diseño biológicamente inspirada, mejor conocido como un diseño biomecatrónico [39].

Esta metodología de diseño establece que es importante estudiar y comprender los principios fundamentales de movimiento de los individuos en la naturaleza (insectos, animales, hombre) para aplicarlos de manera apropiada en el diseño de robots ó en este caso en prótesis [40].

Las principales limitaciones que presentan las prótesis comerciales en la actualidad son las siguientes [41]:

1. Rango limitado de movimiento (cuentan con menos articulaciones que las que posee una persona en la parte del cuerpo donde se encuentra la prótesis)
2. No cuentan con una apariencia física adecuada
3. Carecen de una retroalimentación, lo que no permite que el paciente reciba información (sensaciones del ambiente) sobre lo que la prótesis percibe.
4. Difíciles de controlar



6.2.1 ESPECIFICACIONES POR INCLUIR EN EL DISEÑO

- En flexoextensión se contará con 2 grados de libertad los cuales imitarán los rangos de movimiento de las 2 articulaciones de la muñeca en el cuerpo humano que realizan este desplazamiento. Para el movimiento de flexión la articulación que se encuentra próxima al hombro realizará el 40% del movimiento mientras que la otra articulación realizará el 60% del movimiento. Para el movimiento de extensión, la articulación próxima al hombro realizará el 67% del movimiento y la otra articulación realizará el 33% de dicho movimiento. Estos porcentajes de desplazamiento corresponden a los porcentajes indicados en la Figura 1.22 y la Figura 1.23 del Capítulo 1
- El eje de movimiento en abducción-aducción y uno de los ejes de movimiento de flexoextensión deben de estar contenidos en un mismo plano
- Las dimensiones de la prótesis deben estar basadas en las medidas antropométricas realizadas en la población muestra que se muestran en el Capítulo 3. Esto significa que para el movimiento de abducción se tiene un desplazamiento de 20.5° , para el movimiento de aducción el desplazamiento es de 47.9° , para flexión se tiene un desplazamiento de 62.2° , para extensión de 61.3° . El ancho de la muñeca a la altura de la articulación radiocarpiana es de 63.37 [mm], el ancho de la muñeca a la altura de la articulación intercarpiana es de 80.37 [mm], la distancia entre la articulación radiocarpiana y el metacarpo es de 46 [mm] y la profundidad de la muñeca en esta región es de 35.2 [mm]. Estos valores se tomaron de los resultados obtenidos en el Capítulo 3
- Se debe tener la menor cantidad de espacio entre articulaciones para evitar que objetos ajenos a la prótesis con un diámetro mayor a 3 [mm] puedan introducirse en la misma e impidan el libre movimiento de ésta
- La masa de todo el mecanismo debe ser como máxima de 0.5 [kg]
- Se debe tener un barreno central que emule la función que el túnel carpiano realiza en el cuerpo humano. El diámetro del barreno debe de ser 1/2 [in]



- Imitando la función que realizan los tendones sobre la muñeca en el cuerpo humano, la potencia generada por los actuadores será transmitida mediante cables actuadores, esto quiere decir que al ser activados y realizar cierto giro los actuadores, dichos cables transmitirán la potencia y serán los encargados de mover las articulaciones para realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión.
- Como se muestra en el Capítulo 1 los movimientos de la muñeca en el cuerpo humano son realizados por 4 grupos de tendones. En el mecanismo de prótesis de muñeca se tiene contemplado realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión empleando 4 cables actuadores los cuales estarán acoplados a 2 actuadores. Cada cable actuador emulará la función que realiza cada uno de los 4 tendones principales de la muñeca en el cuerpo humano. Los 4 cables actuadores recorrerán los eslabones del mecanismo de prótesis de muñeca a través de barrenos de un diámetro de $5/64$ [in].

A continuación se presentan las diferentes propuestas que se desarrollaron para el mecanismo de prótesis de muñeca.

6.3 PROPUESTAS ELABORADAS

6.3.1 PROPUESTA 1

En esta propuesta se busca una articulación que pueda realizar los movimientos de flexoextensión en la prótesis.

En la muñeca de una persona, para este movimiento, se necesitan de 2 articulaciones: la articulación radiocarpiana y la articulación mediocarpiana ambas permiten en el cuerpo humano el movimiento de flexoextensión. Por esta razón se busca en esta primera propuesta reproducir el movimiento empleando 2 grados de libertad.

Al realizar la flexión como se puede apreciar en la Figura 6.1, 2 caras de cada pieza al estar en contacto forman un tope mecánico que limita el movimiento, la desventaja que se presenta es que las 2 caras superiores en la misma articulación

genera un espacio que puede provocar que cualquier pieza ajena a la prótesis interfiera con el movimiento de extensión provocando que se trabe la misma.

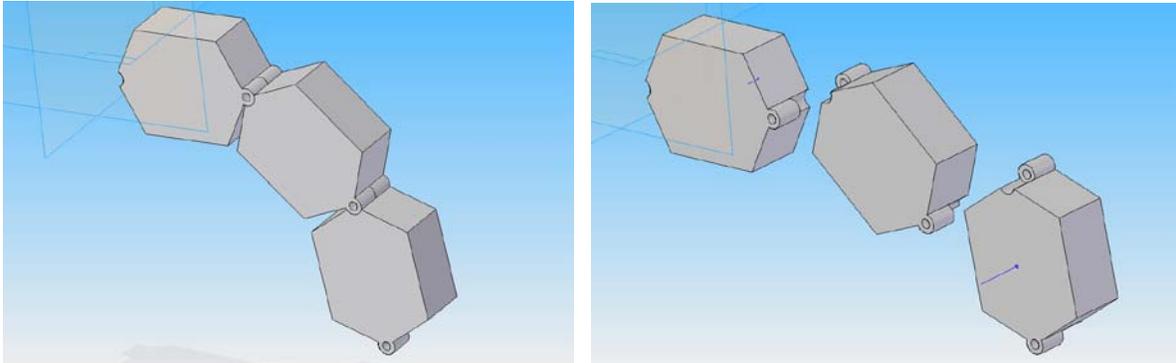


Figura 6.1 Propuesta 1, en la ilustración de la derecha se muestran las 3 piezas que lo forman

6.3.2 PROPUESTA 2

En esta propuesta al movimiento de flexoextensión se agregó el movimiento de abducción-aducción. Las piezas tienen una proporción semejante a la muñeca de una persona aunque para su dibujo no se emplearon medidas antropométricas.

En la articulación del movimiento de abducción-aducción se puede ver el mismo problema de espacio, al realizar el movimiento de abducción las 2 caras al estar en contacto forman un tope mecánico, mientras que en las otras 2 caras se tiene un espacio que también puede provocar que un objeto ajeno a la prótesis pueda introducirse y trabar el mecanismo.

En el cuerpo humano la forma y la distribución de los 8 huesos del carpo permiten que en cualquier movimiento estos huesos cambien de orientación o de lugar permitiendo los movimientos hasta un cierto punto y llegando a enclavarse todos cuando se ha alcanzado el movimiento máximo teniendo un tope mecánico formado por los 8 huesos del carpo.

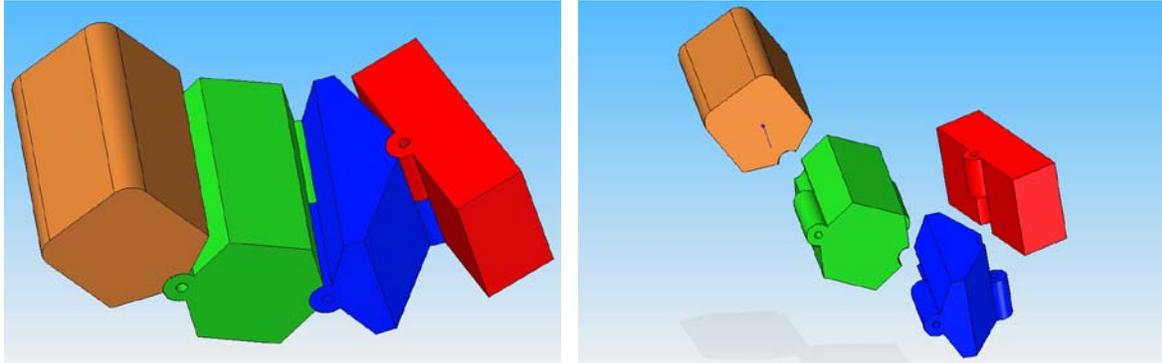


Figura 6.2 Propuesta 2, el mecanismo es capaz de realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión

6.3.3 PROPUESTA 3.1, 3.2 Y 3.3

Esta propuesta busca resolver el problema del espacio libre que se genera al moverse la articulación. En la Figura 4.3 en la unión de la articulación se usa un perfil semicircular, esto permite que al realizar el movimiento no quede espacio libre, la desventaja es que en esta propuesta existe un rango de movimiento limitado ya que al moverse el perfil semicircular de la izquierda de la misma figura impide que la pieza pueda moverse libremente. El rango máximo de movimiento que permite esta propuesta es de 10° .

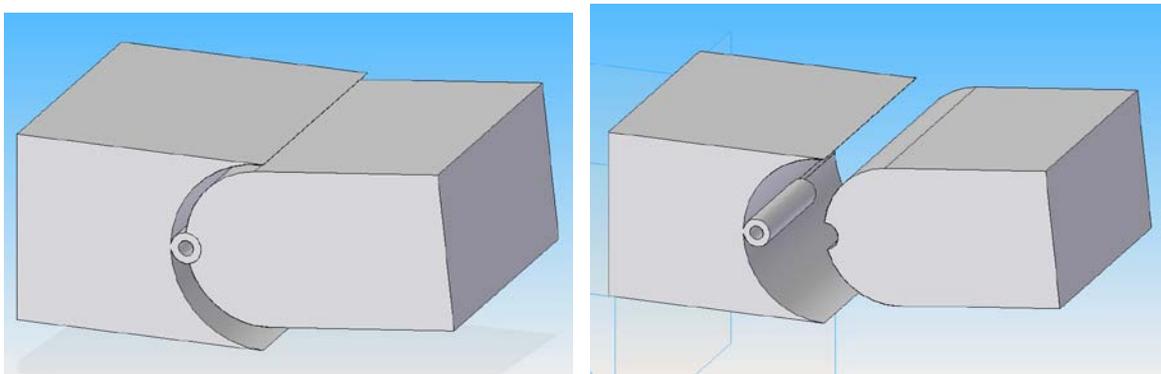


Figura 6.3 En la propuesta 3.1 se muestra un perfil circular entre las 2 piezas de la articulación, este diseño permite sólo un rango de movimiento de 10°

La propuesta 3.2 que se muestra en la Figura 6.4 se ha empleado un perfil con 3 caras. Esta propuesta soluciona en parte el problema de que una pieza ajena a la prótesis provoque que ésta se bloquee. El rango máximo de movimiento es de 6° .

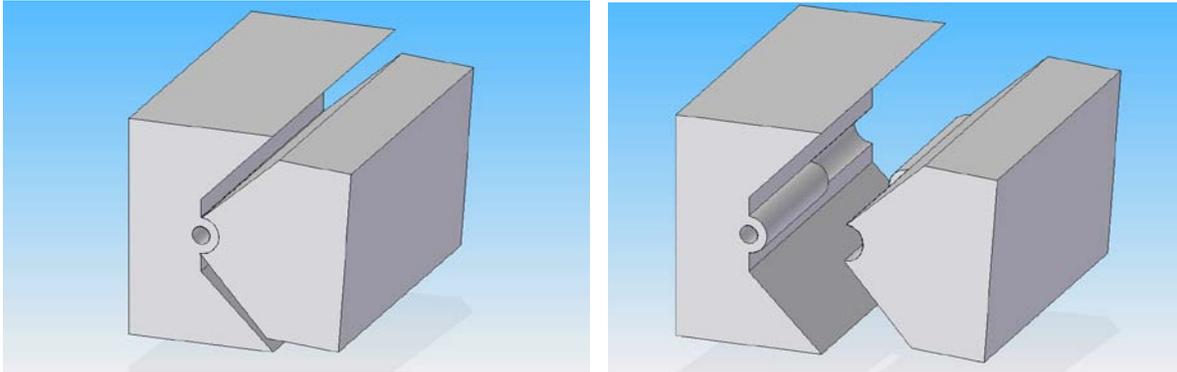


Figura 6.4 Propuesta 3.2 que muestra el mecanismo, cada pieza tiene un perfil con 3 caras, su rango de movimiento en flexión o en extensión es apenas de 6°

La propuesta de la Figura 6.5 muestra una articulación con un perfil de 5 caras. El rango de movimiento es de 8° y protege mejor el mecanismo contra alguna pieza externa. La desventaja es que se tiene mucho espacio alrededor del eje del mecanismo, esta propuesta es más segura por la parte superior pero más vulnerable en los extremos.

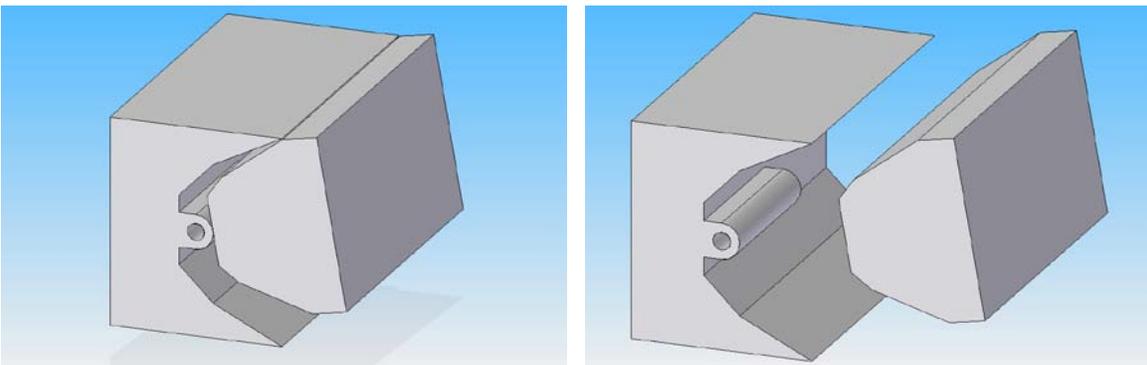


Figura 6.5 Propuesta 3.3, donde se muestra que el perfil de cada una de las piezas de la articulación cuenta con 5 superficies. Este diseño permite un rango de movimiento limitado, apenas de 8°

6.3.4 PROPUESTA 4

Esta propuesta cuenta con un perfil similar al de una muñeca de una persona. En esta parte del cuerpo humano se tiene un conducto por el cual la mayoría de los nervios y los tendones de los dedos pasan de la mano al antebrazo, a este espacio se le conoce como el túnel carpiano. Para el diseño de esta prótesis es conveniente tener un conducto que permita el paso de cables a través de la muñeca.

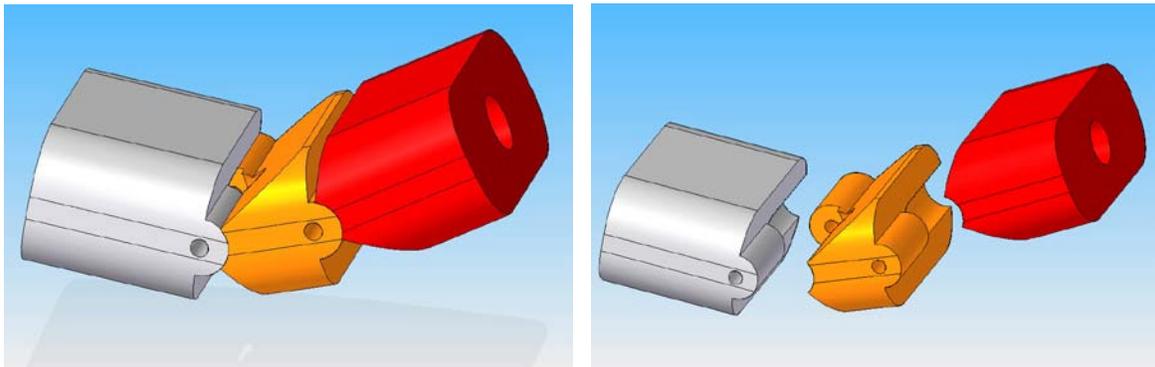


Figura 6.6 Prototipo 4

6.3.5 PROPUESTA 5

En esta propuesta se emplea una forma similar a eslabones de una cadena. En las superficies en contacto se tiene un perfil plano y uno circular, esto permite reducir el espacio que hay entre cada articulación. El rango máximo de movimiento en cada articulación es de 90° . Las ventajas de este prototipo es el amplio rango de movimiento y el poco espacio que hay entre articulaciones.

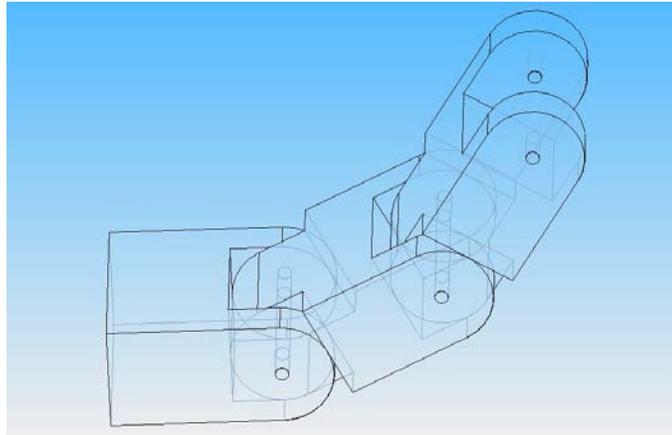


Figura 6.7 Prototipo 5

6.3.6 PROPUESTA 6

La propuesta 6 es similar a la propuesta 5, la diferencia que se tiene es que la pieza de la derecha en los 2 extremos en lugar de tener una superficie totalmente plana se tiene una superficie la mitad plana y la otra mitad circular como se puede apreciar en la Figura 6.8. En la mitad circular no se tiene espacio libre que pueda provocar que algún objeto trabe la articulación, sin embargo esta propuesta impide el movimiento de la misma.

La ventaja que se tiene es que al quitar parte de la superficie semicircular se permite el movimiento de la articulación y el espacio libre que hay entre las 2 piezas es mínimo.

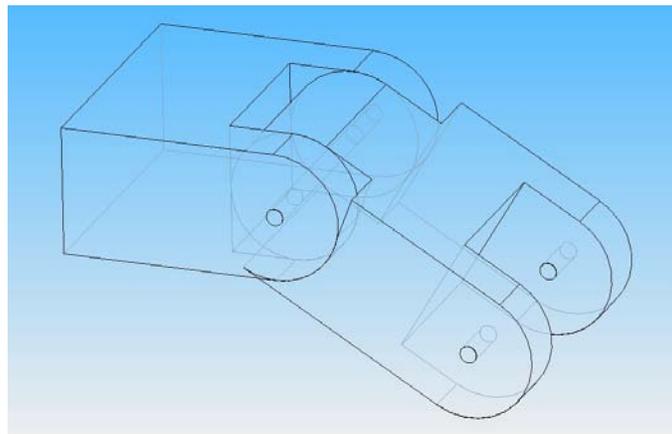


Figura 6.8 Prototipo 6

6.3.7 PROPUESTA 7

En esta propuesta se busca retomar lo empleado en las propuestas 1, 2, 3 y combinarlo con una articulación esférica. Esta articulación esférica permite realizar el movimiento de abducción-aducción y parte del movimiento de flexoextensión, la articulación está formada por una superficie convexa la cual se encuentra en azul en la siguiente figura y una superficie cóncava.

La ventaja de esta propuesta consiste en que sobre un mismo lugar se tiene 2 grados de libertad, lo que cumple con los requisitos para el diseño de la prótesis ya que en el cuerpo humano la articulación radiocarpiana tiene como objetivo realizar el movimiento de abducción-aducción y parte del movimiento de flexoextensión. Debido a esto este prototipo puede realizar los mismos movimientos que realiza la muñeca de una mano. La desventaja de este prototipo es el espacio libre alrededor de la articulación

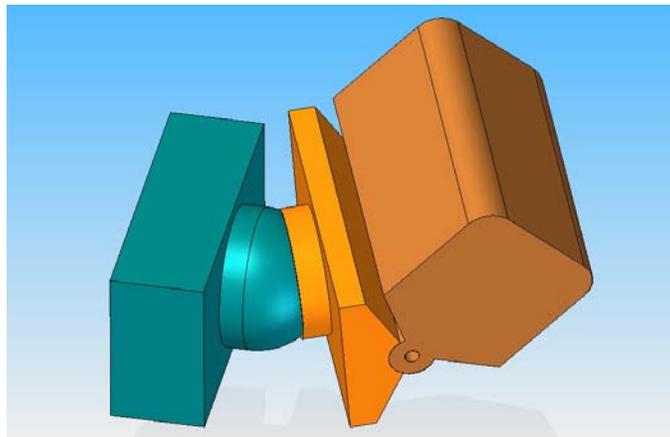


Figura 6.9 Prototipo 7

6.3.8 PROPUESTA 8

Esta propuesta retoma parte de la propuesta 4 y se ha agregado otra articulación la cual permite realizar de manera completa el movimiento de abducción-aducción ya que la propuesta 4 contaba sólo con parte de este movimiento. Otra ventaja que se tiene es que la línea de acción del eje del movimiento de abducción-aducción y la línea de acción del eje encargada de parte del movimiento de

flexoextensión se encuentran contenidas en un mismo plano, cumpliendo con las especificaciones de diseño planteadas al principio de este capítulo.

En la Figura 6.10 se puede ver que cada articulación cuenta con topes mecánicos, además de tener el espacio en el centro de cada pieza imitando la función que el túnel carpiano desarrolla en el cuerpo humano.

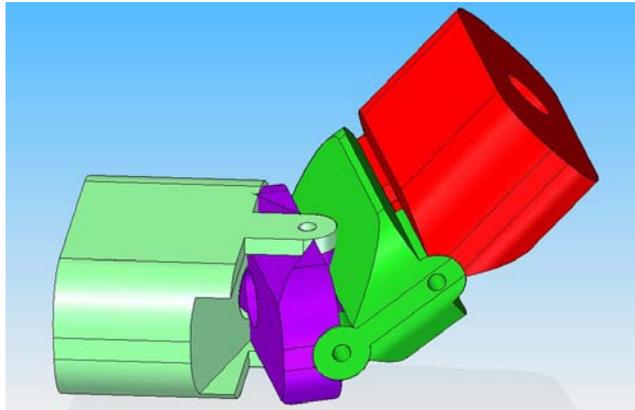


Figura 6.10 Prototipo 8

6.3.9 PROPUESTA 9

En esta propuesta se retoma parte de la idea de diseño empleada en la propuesta 5 y 6, ahora las dos superficies cuentan con un perfil circular y se retiró parte de la superficie semicircular lo que permite mayor movimiento, dependiendo de la superficie retirada se puede variar el número de grados que puede girar la articulación, esto nos permite que el rango de movimiento de la misma cumpla con las especificaciones de diseño. La desventaja que presenta esta propuesta como se puede apreciar en la Figura 6.11 consiste nuevamente en el espacio libre que se tiene entre las articulaciones.

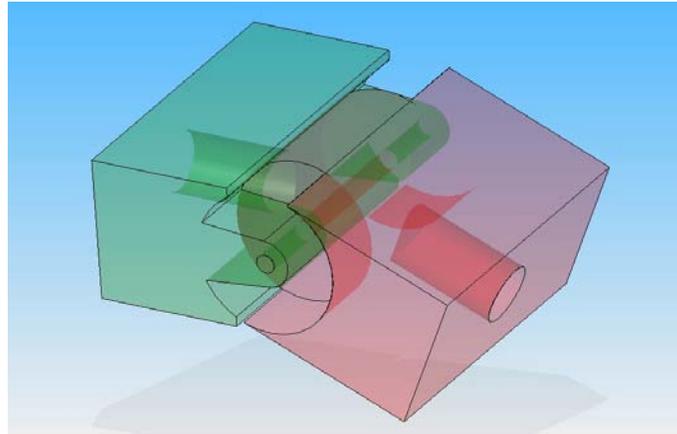


Figura 6.11 Prototipo 9

6.3.10 PROPUESTA 10

En esta propuesta se ha resuelto el problema que se ha tenido en los prototipos anteriores que consiste en tener espacios libres entre cada articulación.

La Figura 6.12 la pieza en color rojo en la parte central tiene una superficie circular convexa y en los 2 extremos su superficie es circular cóncava. En la pieza transparente en los extremos se tiene una superficie circular convexa y en la parte central se tiene una superficie circular cóncava. Además en la pieza transparente al retirar parte del material de la sección convexa en los extremos permite la movilidad en la prótesis. Con esto se soluciona el problema del espacio entre cada articulación.

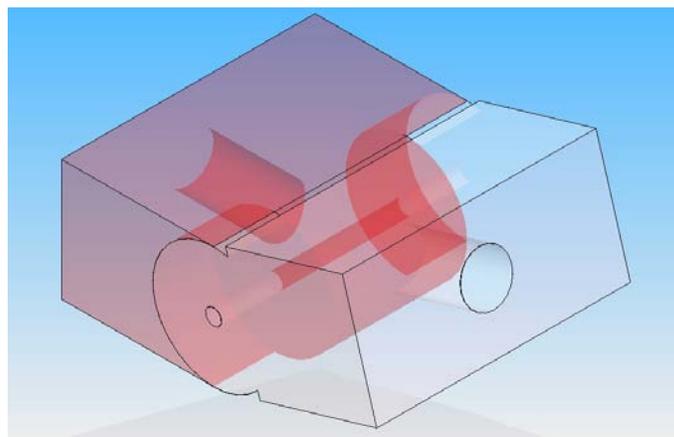


Figura 6.12 Prototipo 10

6.3.11 PROPUESTA 11

Esta propuesta presenta una solución al movimiento de abducción-aducción al tener superficies circulares en lugar de superficies planas entre cada una de las piezas. Esta propuesta retoma en parte la idea del prototipo 8 donde se busca tener dos ejes movimiento contenidos dentro de un mismo plano en el espacio.

Para cumplir con esta especificación, la articulación ahora tiene superficies circulares, lo que resuelve también el problema que se tiene de espacio entre articulaciones. La desventaja de esta propuesta consiste en que la propuesta presenta geometrías complicadas.

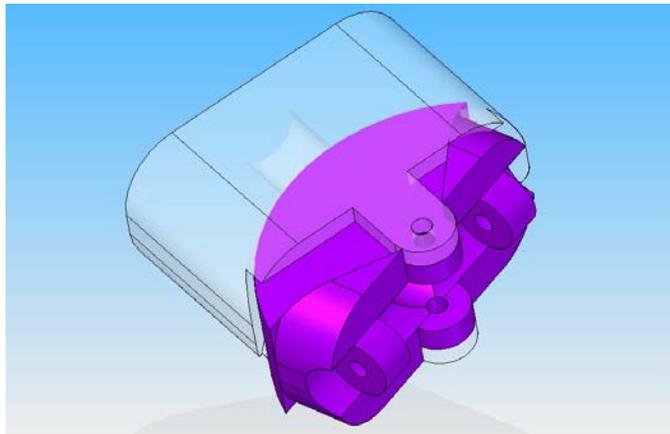


Figura 6.13 Prototipo 11

6.3.12 PROPUESTA 12

Esta propuesta busca que las geometrías de las piezas de la prótesis sean más sencillas haciendo más fácil su manufactura. En esta propuesta se retiraron los topes mecánicos debido a que se tiene interferencia de estos con la pieza en el extremo derecho de la Figura 6.14. También es necesario retirar material de la pieza que se encuentra en la izquierda para evitar posibles interferencias durante el movimiento de flexoextensión.

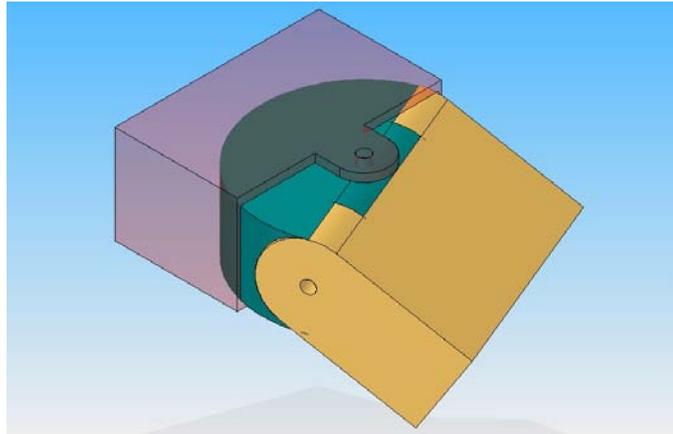


Figura 6.14 Prototipo 12

6.3.13 PROPUESTA 13

En esta propuesta por primera vez se emplean las medidas antropométricas para determinar las dimensiones de cada pieza. En la Figura 6.15 se puede apreciar que la pieza de la parte izquierda ya no tiene integrado el brazo que lo une con el resto del mecanismo, este fue sustituido por una barra, lo cual facilita la manufactura, el mantenimiento y la reparación del mecanismo.

Las dimensiones de la prótesis ahora son las mismas que podría tener una persona promedio además del rango de movimiento y también el porcentaje de movimiento en cada una de las articulaciones.

Otra de las características del rediseño de la pieza de la izquierda consiste en que se ha eliminado la interferencia que existe al momento de realizar el movimiento de abducción-aducción y parte de flexoextensión al mismo tiempo.

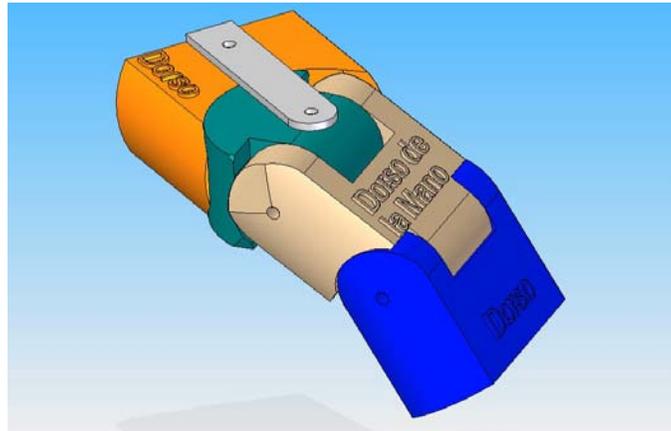


Figura 6.15 Prototipo 13

6.3.14 PROPUESTA 14

En esta propuesta se redujeron las dimensiones de la pieza en color rojo como se puede apreciar en la Figura 6.16. Se tiene en porcentaje exacto de movimiento en flexoextensión y se ha mejorado el perfil de las piezas haciendo esférica la forma de la pieza verde, con esto se pudo evitar la interferencia que había entre esta pieza y la pieza transparente durante el movimiento de abducción-aducción.

En esta propuesta como en los 2 anteriores no se tiene con el orificio en la parte central, se ha omitido.

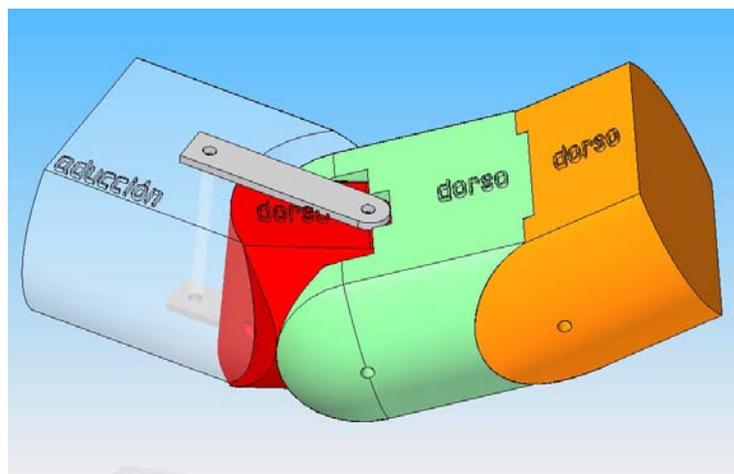


Figura 6.16 Prototipo 14

6.3.15 PROPUESTA 15

En esta propuesta se presenta un mecanismo más compacto. Se ha seleccionado esta propuesta para ser utilizado como la propuesta final de prótesis de muñeca. El mecanismo es capaz de realizar los mismos movimientos que hace la muñeca en el cuerpo humano.

Esta propuesta será empleado en el Capítulo 7 y se modificara en lo referente a como es el acoplamiento de éste mecanismo con los actuadores y la manera en que se unirá con una prótesis de codo y con una prótesis de mano. Las principales modificaciones que tendrá el mecanismo será en las piezas que se encuentran en sus extremos.

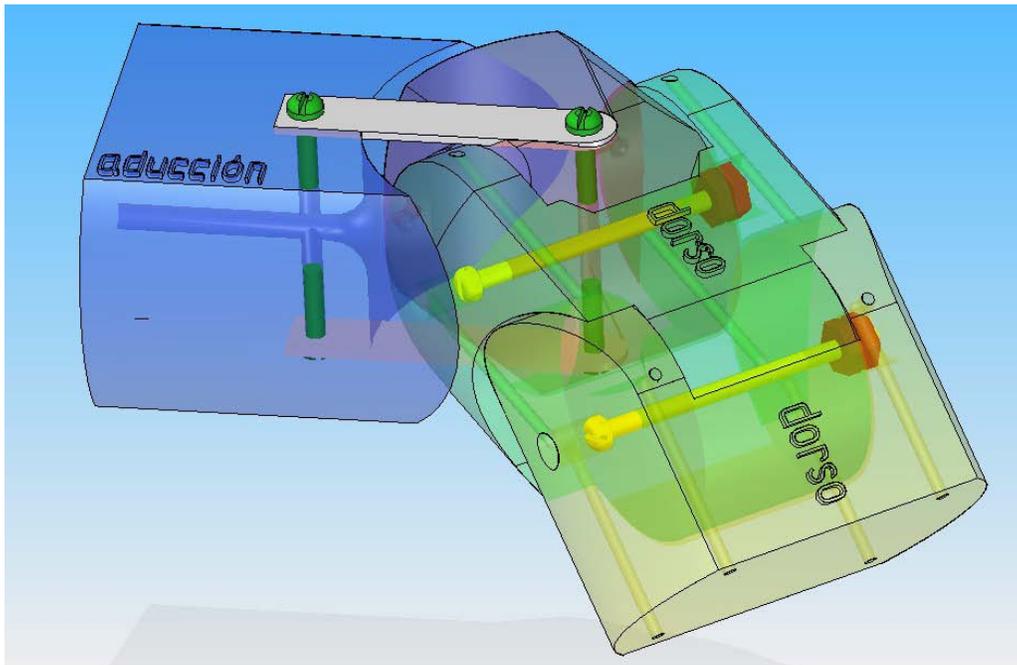


Figura 6.17 Propuesta final del mecanismo de prótesis de muñeca. Esta propuesta será empleada en el Capítulo 7

Se ha mencionado que la Propuesta 15 ha sido elaborada teniendo en cuenta las medidas antropométricas realizadas en el Capítulo 3. La Figura 6.18, 6.19, 6.20 y 6.21 muestran que la Propuesta 15 cumple las especificaciones de desplazamientos de sus eslabones para los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión.

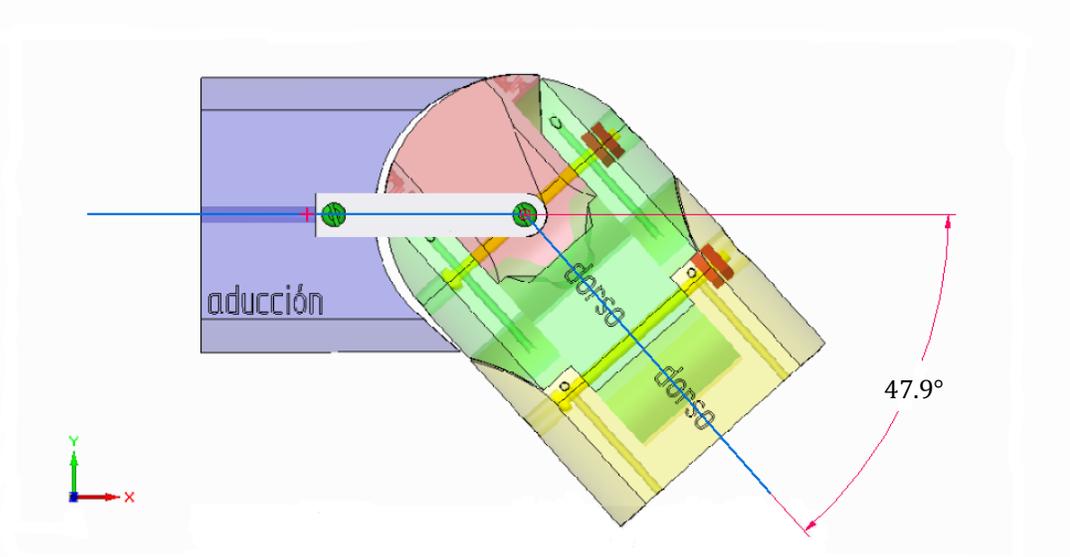


Figura 6.18 Se muestra el mecanismo de prótesis de muñeca en aducción

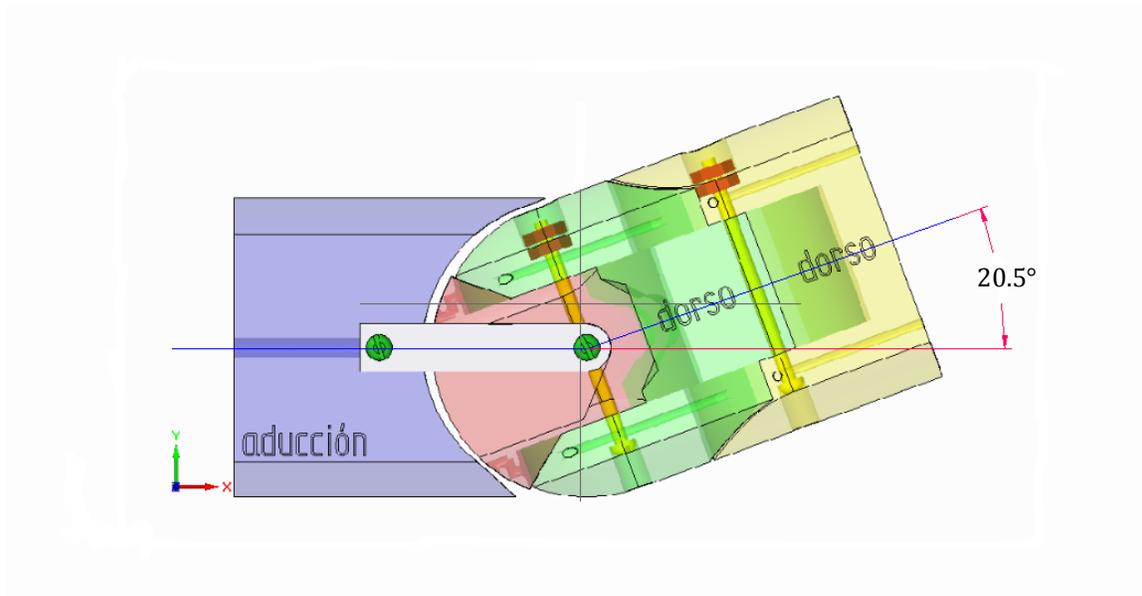


Figura 6.19 Se muestra el mecanismo de prótesis de muñeca en abducción

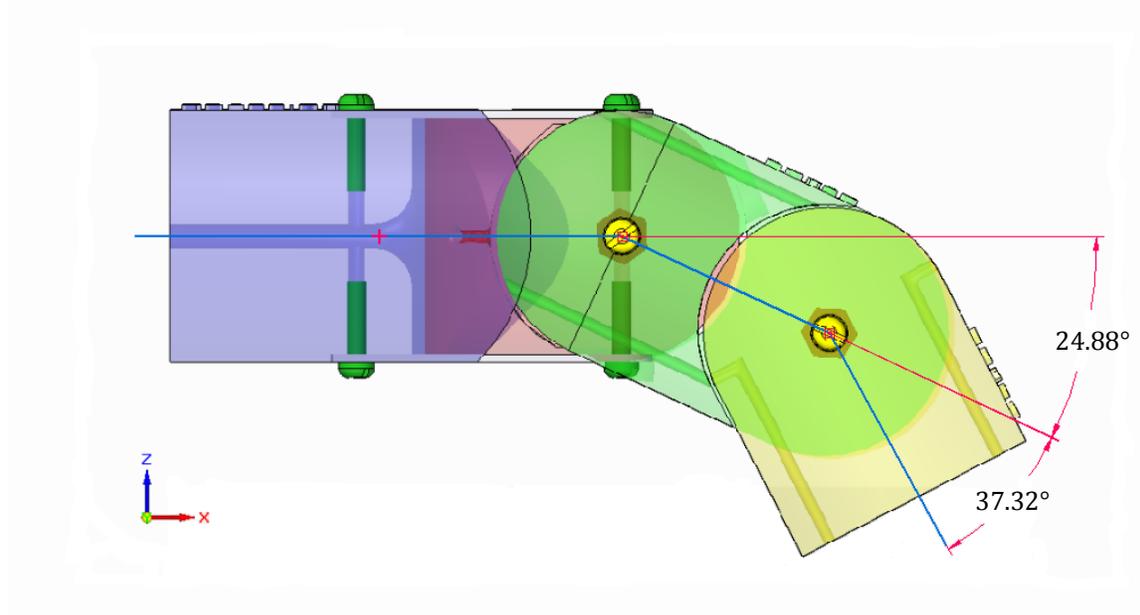


Figura 6.20 Se muestra el mecanismo de prótesis de muñeca en flexión

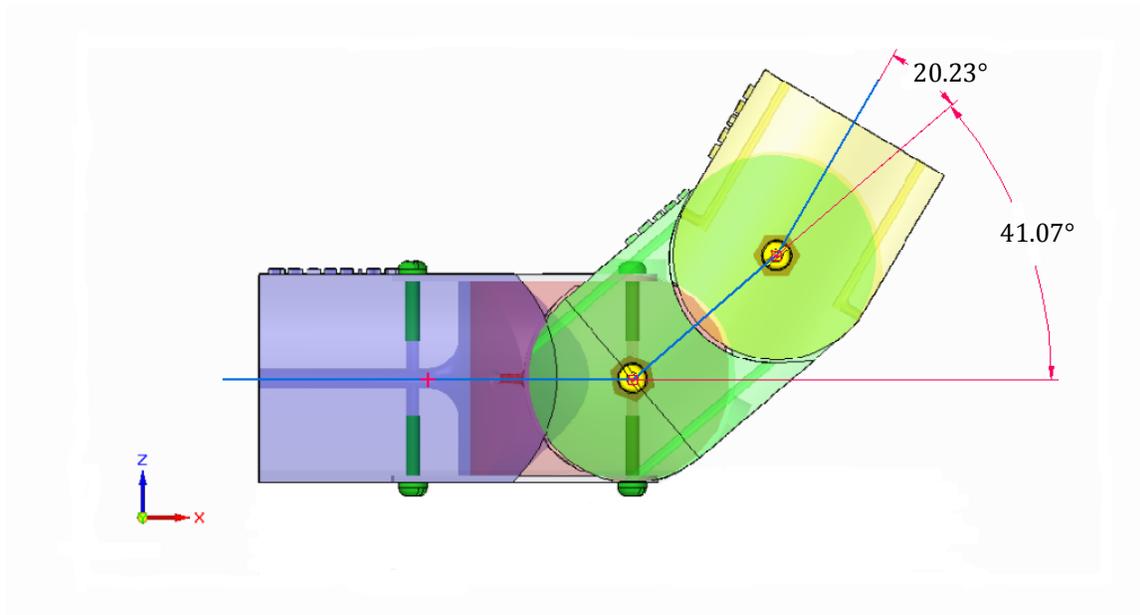


Figura 6.21 Se muestra el mecanismo de prótesis de muñeca en extensión



CAPÍTULO 7

SELECCIÓN DE LOS COMPONENTES DE LA PRÓTESIS Y CONFIGURACIÓN FINAL

7.1 SELECCIÓN DE MATERIALES

A continuación se presentan los materiales propuestos para emplearse en la manufactura del mecanismo de la prótesis de muñeca. La selección de los materiales será realizada mediante una matriz de decisión donde se incluyan las propiedades más importantes de cada material [42].

7.1.1 MATERIALES CONSIDERADOS PARA LA MANUFACTURA DEL MECANISMO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

A continuación se presentan los materiales que serán tomados en cuenta para la selección del material final.

1. Acero, aleación 4340
2. Aluminio, aleación 7075
3. Titanio, aleación Ti-6Al-4V
4. Grafito
5. PBT (Politereftalato de Butileno)
6. PC (Policarbonato)
7. HDPE (Polietileno de alta densidad)
8. PET (Politereftalato de Etileno)
9. PP (Prolipropileno)
10. PVC (Policloruro de Vilino)
11. *Nylamid*
12. Plástico ABS

La Tabla 7.1 muestra las propiedades de los materiales considerados para la manufactura del mecanismo de prótesis de muñeca. Para la Tabla 7.1 el valor de la masa se obtuvo considerando 1 [cm^3] del material seleccionado en cada fila, se



tomaron en cuenta los valores máximos de las propiedades de los materiales en los casos donde se presentaba un intervalo en sus características.

Tabla 7.1 Propiedades de los materiales que por sus propiedades pueden emplearse en la manufactura del mecanismo de prótesis de muñeca

Nombre del material	Masa [g]	Módulo de Elasticidad [GPa]	Resistencia a la Flexión [MPa]	Resistencia a la Tensión [MPa]
Acero, aleación 4340	7.85	207	1620	1760
Aluminio aleación 7075	2.8	71	505	572
Titanio aleación Ti-6Al-4V	4.43	114	1103	1172
Grafito	1.78	11.7	0	69
PBT	1.34	3	60	60
PC	1.2	2.38	62.1	72.4
HDPE	0.959	1.08	33.1	31
PET	1.35	4.14	59.3	72.4
PP	0.905	1.55	37.2	41.4
PVC	1.58	4.14	44.8	51.7
Nylamid	1.1213	2.76	96.5	165.4

7.1.2 SELECCIÓN DEL MATERIAL

Para la selección del material a emplear en la manufactura del mecanismo de prótesis de muñeca a cada una de las características se le asignará un valor entre el 1 y el 12. A cada una de las 4 características se le asignará un porcentaje dependiendo de la importancia que cada propiedad tenga para la manufactura del mecanismo, se tiene como prioridad que el peso del mecanismo de la prótesis sea el menor, por esta razón al peso se le asignará un porcentaje de 60%, a la resistencia a la tensión y a la flexión se le asignará un 15% y al módulo de elasticidad un 10%.



En cada columna al número que se asignó a cada material (entre el 1 y el 12) será multiplicado por el porcentaje máximo de la misma columna y dividido entre 12. De esta manera se tiene que en la Tabla 7.2 los porcentajes y los valores de cada material dan el siguiente resultado, donde la **columna A** es la masa, la **columna B** es el Módulo de elasticidad, la **columna C** es la Resistencia a la flexión y la **columna D** es la Resistencia a la tensión.

Tabla 7.2 En las columnas A, B y C se muestran las relaciones de las propiedades de la Tabla 7.1 con respecto a la masa

Nombre del material	A (60%)	B (10%)	C (15%)	D (15%)	Resultado Final (100%)
Acero, aleación 4340	5.45	10	15	15	45.5
Aluminio aleación 7075	16.36	8.18	12.27	12.27	49.1
Titanio aleación Ti-6Al-4V	10.9	9.1	13.64	13.64	47.3
Grafito	21.81	7.27	1.36	6.82	37.3
PBT	27.27	4.54	8.18	5.45	45.44
PC	43.64	2.73	9.55	8.18	64.1
HDPE	54.54	0.9	2.73	1.36	59.53
PET	38.18	5.45	6.82	9.55	60
PP	60	1.82	4.1	2.73	68.7
PVC	32.72	6.36	5.45	4.1	48.63
Nylamid	49.1	3.64	10.9	10.9	74.54

El material con el resultado más alto es el *Nylamid*, por lo que éste será el material que se seleccionará para la manufactura del mecanismo de prótesis de muñeca.

7.2 ESPECIFICACIONES DE LOS ACTUADORES

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en los Capítulos anteriores, se sabe que las características que deben tener los actuadores son las siguientes:

1. El par mínimo que deben poseer los actuadores es de $0.0646 [N \cdot m]$.
2. Las dimensiones de los actuadores deben permitir que el mecanismo pueda ser acoplado con el *DynamicArm referencia*. El *DynamicArm* es la prótesis de codo más avanzada tecnológicamente que se encuentra de manera comercial a nivel mundial, desarrollada y fabricada por *Otto Bock*, ésta prótesis cuenta con 2 articulaciones, la primera en el codo que permite la flexoextensión del mismo y la segunda en el antebrazo la cual realiza el movimiento de pronosupinación, esta última articulación es opcional, el fabricante puede incluirla o no, esto dependiendo de las necesidades del paciente. La Figura 7.1 y 7.2 muestran ésta prótesis. La Figura 7.2 muestra la parte del antebrazo que se acopla a una prótesis de muñeca o de mano, la figura muestra que el método de acoplamiento consiste en una rosca para tornillo de $1/2 [in]$.

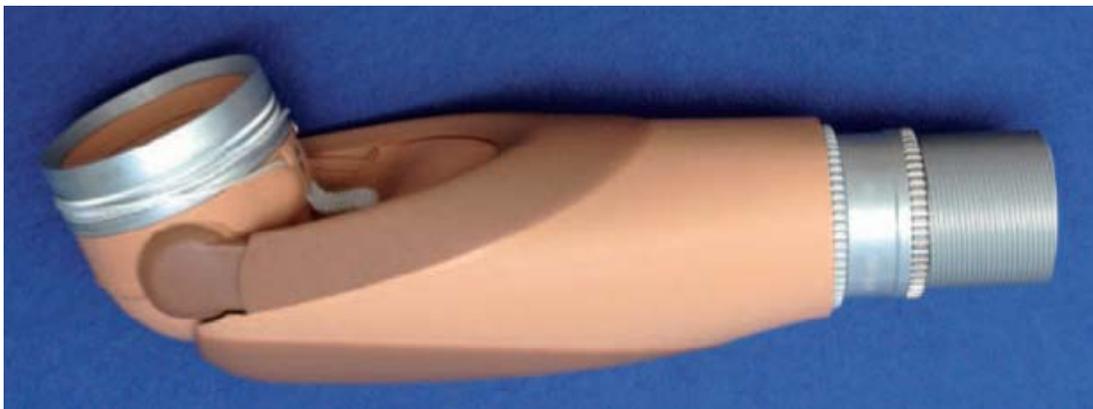


Figura 7.1 *DynamicArm*, prótesis de codo y antebrazo desarrollado por *Otto Bock*. El extremo derecho es la parte que se acopla a la prótesis de muñeca. [43]

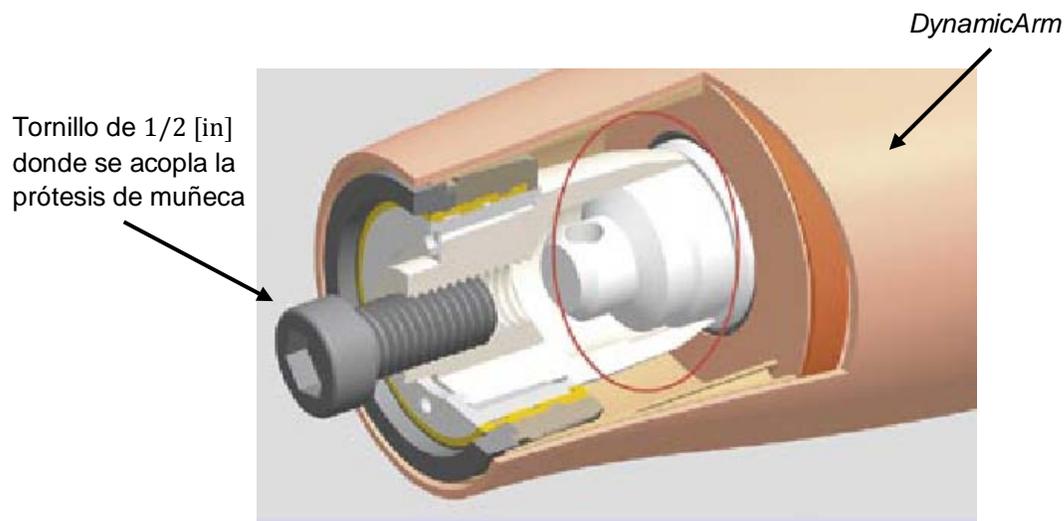


Figura 7.2 Parte distal de la prótesis *DynamicArm*, la cual para acoplarse a una prótesis de muñeca o de mano emplea una rosca de 1/2 [in]. [43]

7.2.1 SELECCIÓN DE ACTUADORES

Después de haber seleccionado el material a emplear en la manufactura del mecanismo de prótesis de muñeca ahora se procederá a seleccionar los actuadores a emplear. Como se explicó en el Capítulo 1 es necesario emplear 2 actuadores para realizar los movimientos de aducción-abducción, flexoextensión o cualquier combinación de estos. Usando el valor de la densidad se puede determinar en *Solid Edge* la masa de los eslabones 2 y 3 del mecanismo, estos valores se presentan a continuación.

$$m_2 = 0.088 [kg] \quad (7.1)$$

$$m_3 = 0.075 [kg] \quad (7.2)$$

Sustituyendo los valores de la masa obtenidos para estos eslabones y los resultados obtenidos para $\dot{\theta}_1$, $\ddot{\theta}_1$, θ_2 , $\dot{\theta}_2$ y θ_3 en las ecuaciones del modelo dinámico desarrolladas en el Capítulo 5 tenemos el siguiente resultado.

$$|F_3| = 8.8525 \times 10^{-13} [N] \quad (7.3)$$

$$|T_1| = 0.0323 [N \cdot m] \quad (7.4)$$

Callister [42] recomienda emplear un factor de seguridad de 2 por lo que el valor final del par sería:

$$|T_{1\text{ Final}}| = 0.0646 [N \cdot m] \quad (7.5)$$

Los actuadores seleccionados son de la marca *HITEC*, el modelo HS-7980TH el cual es capaz de generar un par de $45.6 [kg \cdot cm]$. Por su potencia y sus dimensiones este servomotor es la mejor opción disponible en el mercado. Las siguientes ecuaciones muestran el par y la fuerza que son capaces de generar 2 servomotores, ya que en el diseño se busca que trabajen 2 servomotores en paralelo. La Figura 7.3 muestra el modelo del servomotor seleccionado. El voltaje de operación del actuador está entre 6 y 7.4 [V]. Debido a que el mecanismo en esta etapa no será probado en personas, entonces no se considera la corriente que emplean los actuadores como un factor de diseño por ahora. [44]

$$|T_{\text{actuador}}| = 4.47 [N \cdot m] \quad (7.6)$$



Figura 7.3 Servomotor de la marca *HITEC*, modelo HS-7980TH



Para determinar el peso que es capaz de levantar el mecanismo, a este valor se tiene que restar el par que se determinó en el modelo dinámico y se ha considerado también la fuerza de fricción estática entre las piezas del mecanismo. Esta Fuerza de fricción se consideró en el eslabón distal del mecanismo y se consideró un coeficiente de fricción estático (μ_s) por ser este valor mayor que el coeficiente de fricción dinámico (μ_d). Se ha considerado un coeficiente $\mu_s = 0.2$ [45] debido a que las superficies en contacto son *Nylamid* y acero por lo que se tiene que la fuerza resultante es la siguiente.

$$F_{\mu} = 0.2 \times (0.075) \times (9.81) [N] \quad (7.7)$$

$$F_{\mu} = 0.147 [N] \quad (7.8)$$

Teniendo en cuenta que la distancia del eje del eslabón distal al origen del mecanismo es $d = 0.37 [m]$ entonces se tiene que el par generado por la fricción del mecanismo es la siguiente.

$$|T_{\mu}| = 0.055 [N \cdot m] \quad (7.9)$$

Considerando el par generado por la fricción de las piezas en el mecanismo (T_{μ}), el par obtenido en el modelo dinámico del mecanismo (T_{1Final}) y la longitud total del mecanismo ($d_{Total} = 0.67 [m]$), se tiene que la masa capaz de levantar el mecanismo es la siguiente.

$$F_{Final} = \frac{((actuador\ 1) \times (actuador\ 2)) - T_{\mu} - T_{1Final}}{d_{Total}} \quad (7.10)$$

$$F_{Final} = 13.17 [N] \quad (7.11)$$

$$M_{Final} = 1.34 [kg] \quad (7.12)$$



Para determinar las restricciones de volumen del mecanismo se ha tomado en cuenta los resultados obtenidos en el estudio antropométrico realizado en el Capítulo 3 y el mecanismo seleccionado en el Capítulo 6 el cual es la propuesta 15.

Se busca que esta prótesis de muñeca sea modular para que pueda ser empleada con otras prótesis de codo, por esta razón es importante tener en cuenta el largo del antebrazo, esto es la longitud del punto de la articulación del codo hasta la muñeca, esta medida también es una restricción y lo que se necesita es tener el mayor espacio posible por lo que se ha elegido no incluir el mecanismo de pronosupinación que el fabricante *Otto Bock* proporciona de manera opcional en su prótesis de codo *DynamicArm*, ya que se ha seleccionado esta prótesis comercial para ser acoplada a la prótesis de muñeca que se ha diseñado. La forma en que la prótesis de muñeca se acopla con el *DynamicArm* es con un tornillo de $1/2$ [in].

7.2.2 SELECCIÓN DEL TENDON ACTUADOR

En el diseño del mecanismo de prótesis la manera de transmitir la potencia de los actuadores a los eslabones del mecanismo es a través de tendones actuadores [50]. Se ha seleccionado éste tipo de transmisión debido a que imita de una mejor manera la muñeca en el cuerpo humano, además de que por las limitaciones de espacio y las especificaciones de potencia que deben de cumplir los actuadores es la opción más viable. La Tabla 7.3 muestra diferentes fibras que pueden ser empleadas como tendones actuadores en el mecanismo de prótesis de muñeca [51, 52, 53].



Tabla 7.3 Se muestran los diferentes materiales que pueden ser empleados como tendones actuadores y se presenta su resistencia a la ruptura y su porcentaje de elongación

MATERIAL	RESISTENCIA A LA RUPTURA [kN]	ELONGACIÓN (%)
DYNEEMA	2,936	3.5
TECHNORA	1,868	4.6
KEVLAR	13,345	2.4
VECTRAN	5,250	3.3
ZYLON	1,290	3.5
POLIESTER	13,345	15.3

De los cables e hilos disponibles en el mercado se ha seleccionado hilo de *Kevlar*, debido a que es el material con la mayor resistencia disponible en el mercado. El diámetro seleccionado del hilo tiene un diámetro de 0.026 [in] (0.648 [mm]), una resistencia a la tensión de 64 [Kg] y su módulo de elasticidad a tensión es de 80 [GPa]. Se ha seleccionado ésta medida debido a que el fabricante recomienda este diámetro para emplearse en bandas transportadoras, piezas de plástico reforzado, correas, o piezas sometidas a ciclos de trabajo muy desgastantes. [46]



Figura 7.4 Hilo de *Kevlar* [54]

7.2.3 SENSORES DE POSICIÓN

Para determinar con exactitud la posición en la que se encuentra el mecanismo es necesario contar con un sensor. Entre las características que debe tener el sensor es que debe ser lo más pequeño posible y debe requerir el mínimo de fuerza para su activación. La Tabla 7.4 muestra algunos sensores comerciales que pueden ser empleados en la prótesis.

Tabla 7.4 Se muestran los posibles sensores a incluir en el mecanismo de prótesis de muñeca con sus características [55-59]

	1	2	3	4
FABRICANTE	<i>Images Scientific Instruments</i>	<i>Spectra Symbol</i>	<i>Hoffmann + Krippner</i>	<i>Honeywell</i>
MODELO	<i>Bi-Flex Sensor</i>	<i>SoftPot</i>	<i>SENSOR FOIL</i>	<i>53C15 MEG</i>
LONGITUD [mm]	120.7	112.2	118	27.8
ANCHO [mm]	9.5	6.4	22	14.3
ESPESOR [mm]	0.97	0.43	0.5	50.8
RESISTENCIA MÁXIMA [kOhms]	10	10	2.5	5000
FUERZA DE ACTIVACIÓN [N]	ND	2	3	ND
GIRO [°]	180	180	180	312
IMAGEN				

ND = No Disponible

Basándose en la información de la Tabla 7.4 se ha seleccionado el sensor *SoftPot* fabricado por *Spectra Symbol*, ya que presenta las mejores características en cuanto a dimensiones y fuerza requerida para su activación. Para determinar la posición en la que se encuentra el mecanismo, tanto en abducción-aducción como en flexoextensión se ha decidido emplear sensores flexibles. El sensor consiste en una tira la cual varía su resistencia cuando se flexiona. La Figura 7.5 muestra el sensor flexible y la Figura 7.6 muestra la forma en que se incrementa la resistencia del sensor mientras éste se va flexionando [47].

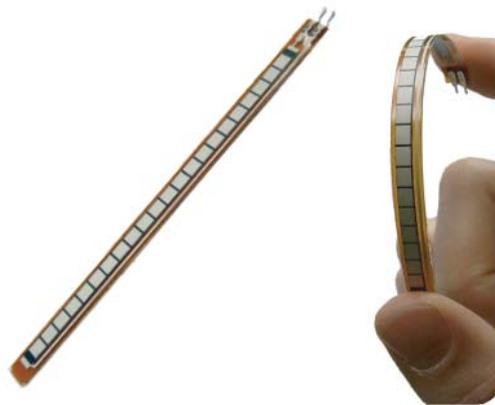


Figura 7.5 Sensor flexible de la marca *Spectra Symbol* [47]

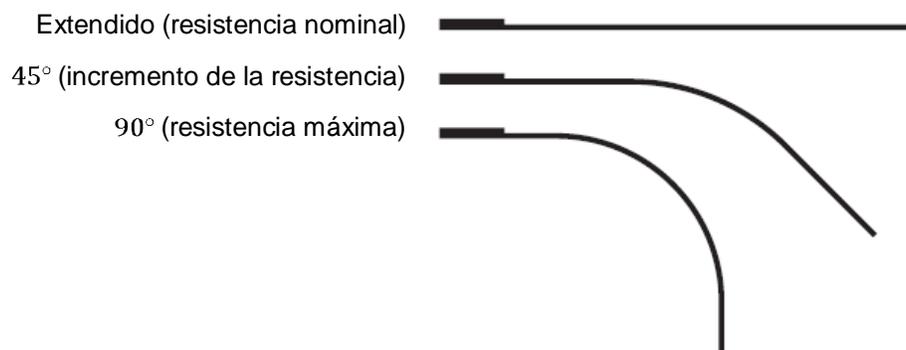


Figura 7.6 Al flexionar el sensor éste aumenta su resistencia [47]

7.2.4 PRÓTESIS DE MUÑECA ACOPLADA AL *DYNAMICARM*

La Figura 7.8 muestra el mecanismo final de la prótesis de muñeca, se incluyen los actuadores por emplear en la prótesis. Se pretende que éstos trabajen en paralelo. La transmisión de la potencia en el mecanismo se realiza mediante cables de *Kevlar*. El mecanismo cuenta con un barreno central como se puede apreciar en la Figura 7.7, el cual tiene como objetivo permitir el paso de cables ya sea de señales o de energía eléctrica, también se incluye al final de la prótesis una extensión horizontal con 2 barrenos que tiene como propósito el permitir acoplar otro mecanismo como puede ser una prótesis de mano.

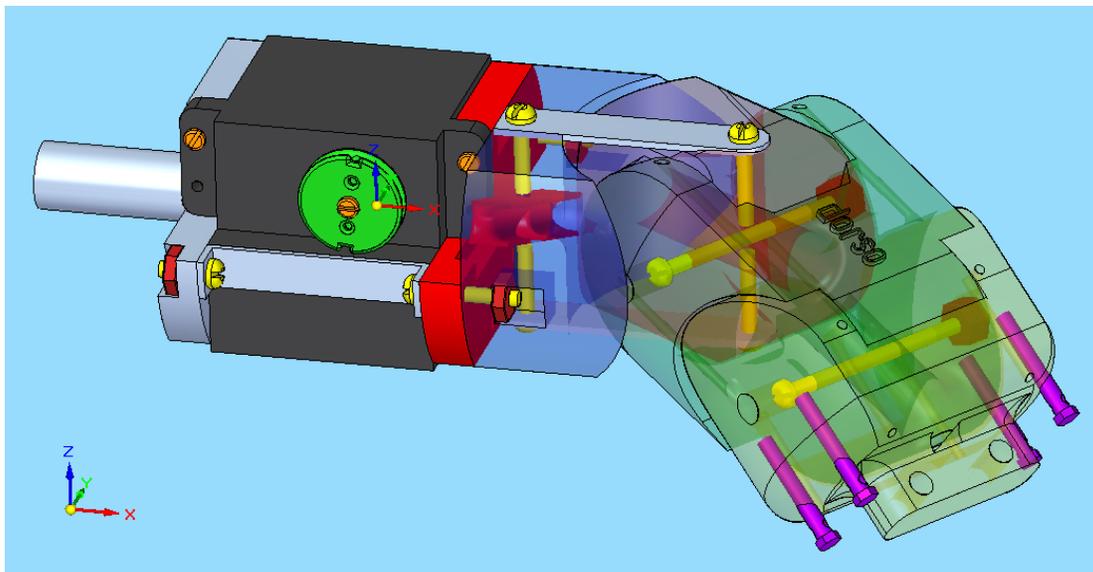


Figura 7.8 Diseño final del mecanismo de prótesis de muñeca

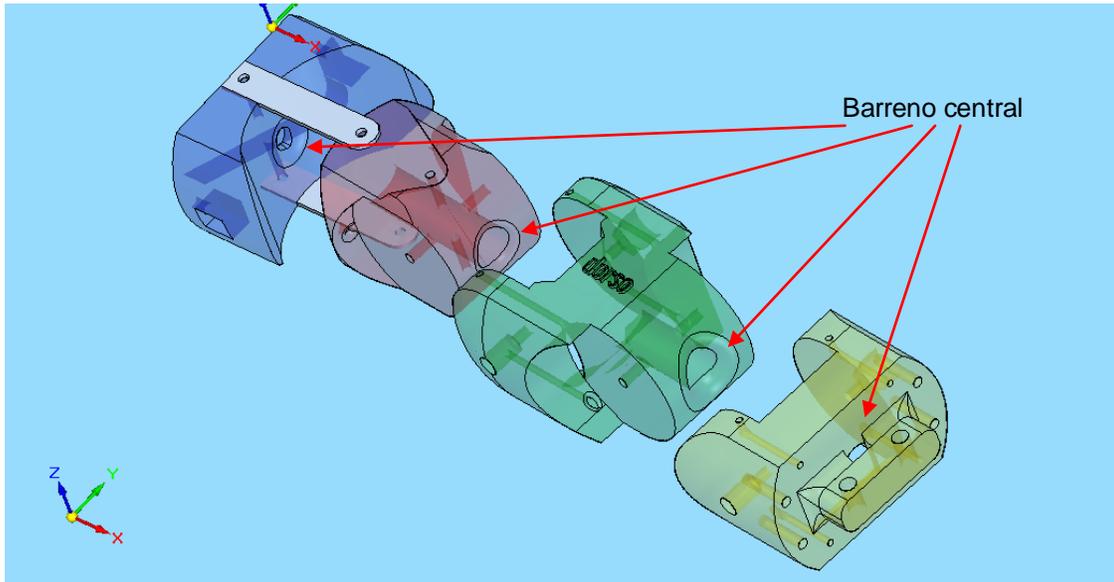


Figura 7.7 Ilustración que muestra el barreno central

Los cables actuadores al final de la prótesis de muñeca están sujetos a unos tornillos (*banjo bolts*) los cuales permiten ajustar los cables actuadores del mecanismo, en el otro extremo del mecanismo los cables actuadores están acoplados al eje del actuador y sujetos mediante un tornillo [48].



Figura 7.9 Tornillo que permite la calibración de los cables actuadores [49]

Como se ha mencionado, la forma de transmitir la potencia de los actuadores a las articulaciones del mecanismo es mediante cables actuadores, que de ahora en adelante se llamará tendones artificiales. Los 2 actuadores del mecanismo funcionan de manera paralela, esto quiere decir que para que la muñeca realice algún movimiento, se requiere que ambos se activen ya sea en la misma dirección o con direcciones inversas, esto permitirá realizar cualquiera de los 4 movimientos básicos de la muñeca y al variar la velocidad de los actuadores los movimientos que resultan de la combinación de estos 4 movimientos básicos (un ejemplo es el movimiento de extensión combinado con abducción).

La Figura 7.10 muestra en color rojo y verde los 4 tendones artificiales. Haciendo una analogía con el cuerpo humano se tiene que cada tendón artificial representa cada uno de los 4 grupos de músculos encargados en el cuerpo humano de realizar los movimientos de la muñeca. Así activando cada uno de los tendones artificiales y combinándolos de la forma que se muestra en la Tabla 1.2, se puede reproducir en la prótesis los movimientos que realiza el cuerpo humano.

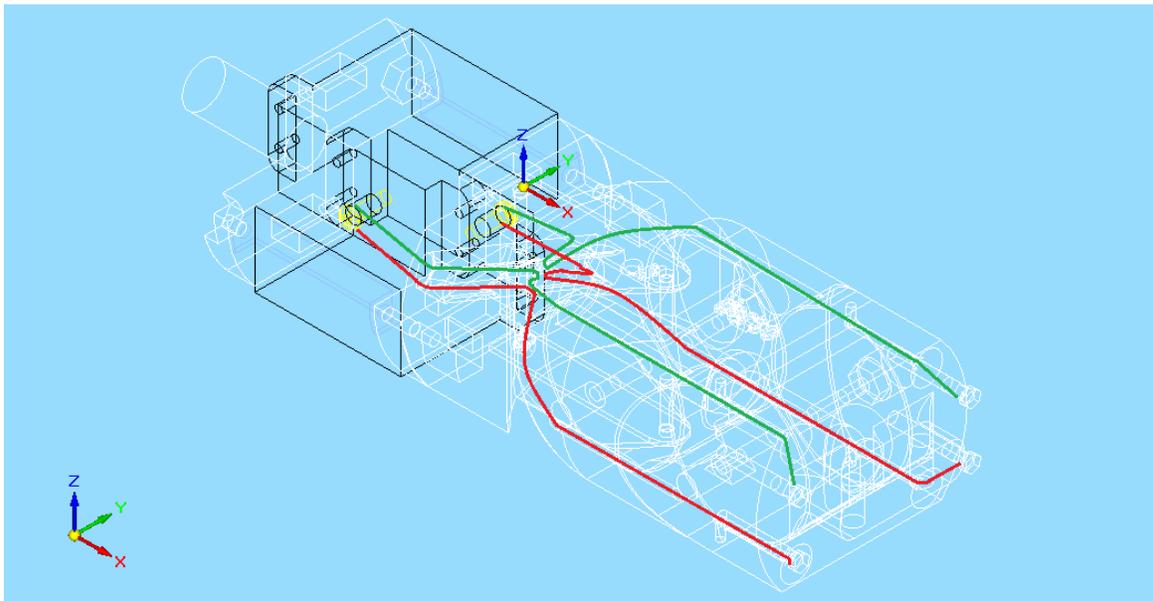


Figura 7.10 Se muestran los 4 tendones artificiales que componen el mecanismo. Al combinar la forma en que son activados (ver Tabla 1.2) se realizan los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión.

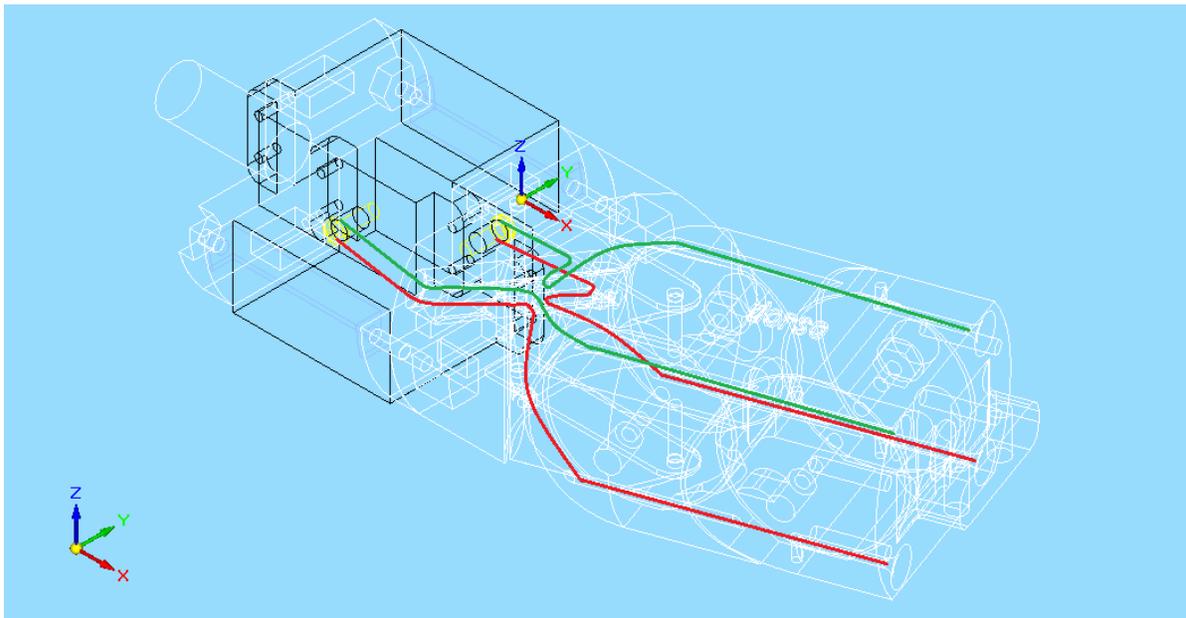


Figura 7.11 En la ilustración se muestra el movimiento de abducción en la prótesis de muñeca

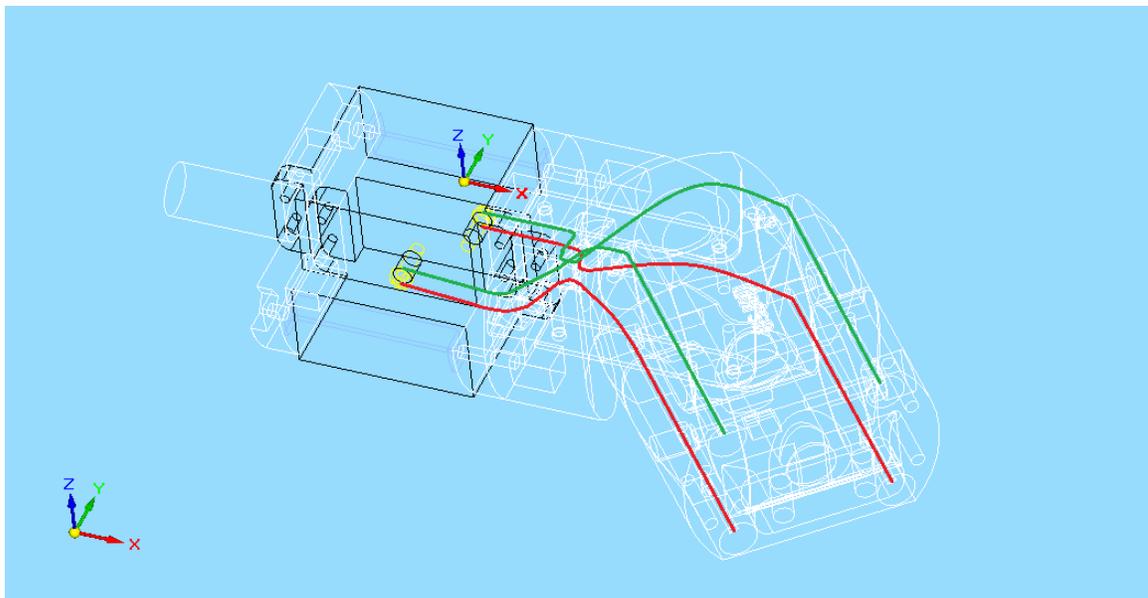


Figura 7.12 En la ilustración se muestra el movimiento de aducción en la prótesis de muñeca

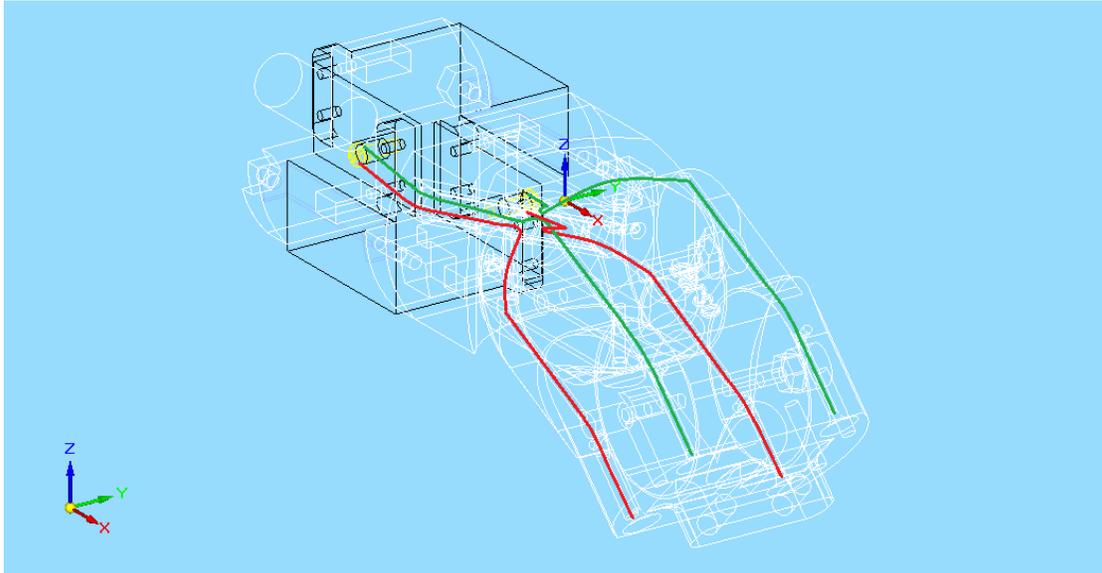


Figura 7.13 En la ilustración se muestra el movimiento de flexión en la prótesis de muñeca

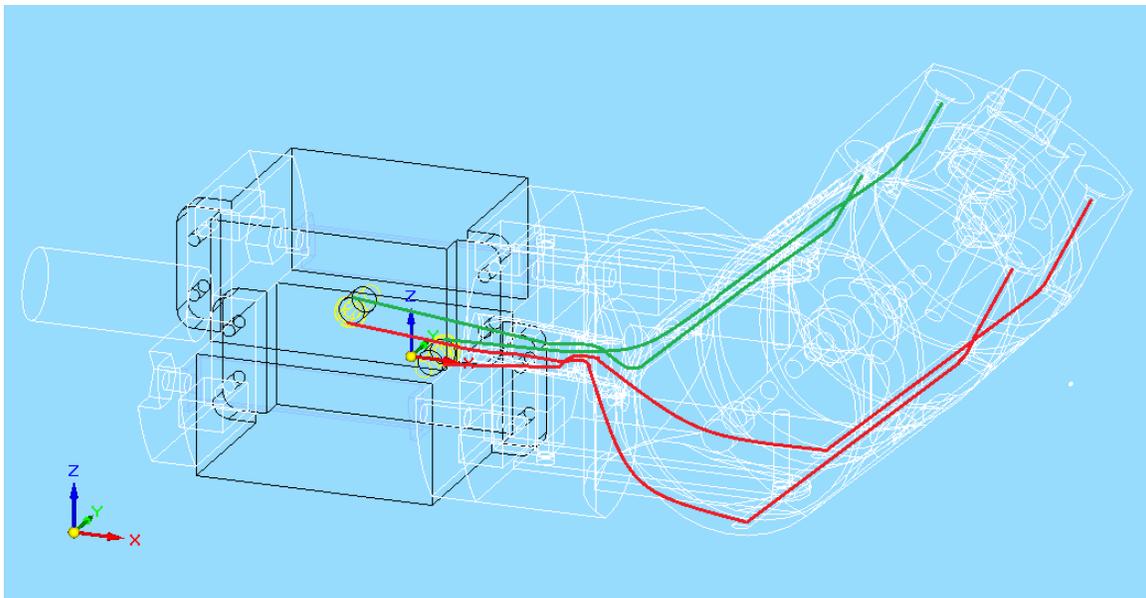


Figura 7.14 En la ilustración se muestra el movimiento de extensión en la prótesis de muñeca

El tendón artificial se encuentra acoplado a la polea del actuador mediante un nudo que es hecho haciendo pasar el tendón por un barreno hecho en la polea, la Figura 7.15 muestra en detalle el lugar donde se encuentra el barreno y la Figura 7.16 muestra el tendón artificial colocado en la polea.

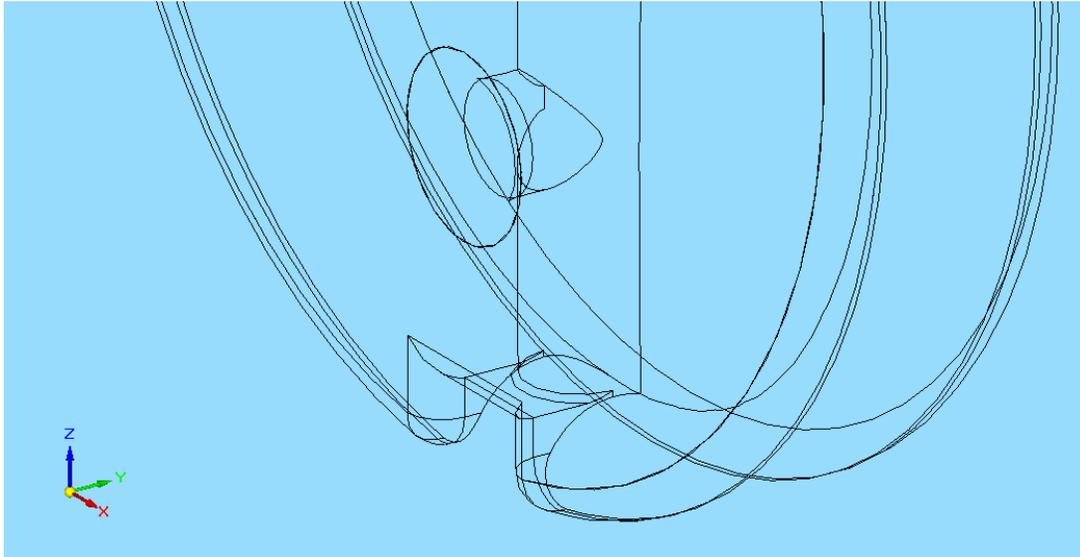


Figura 7.15 Barreno en la polea donde se anuda el tendón artificial

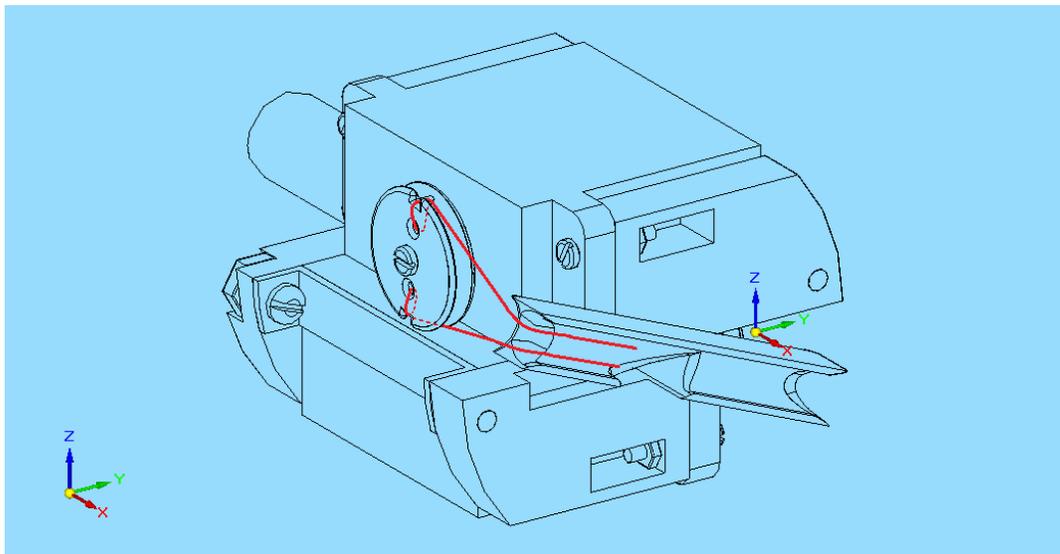


Figura 7.16 Se muestra en color rojo el tendón artificial colocado en la polea del actuador

La Figura 7.17 muestra el mecanismo final de prótesis de muñeca acoplado al *DynamicArm*.

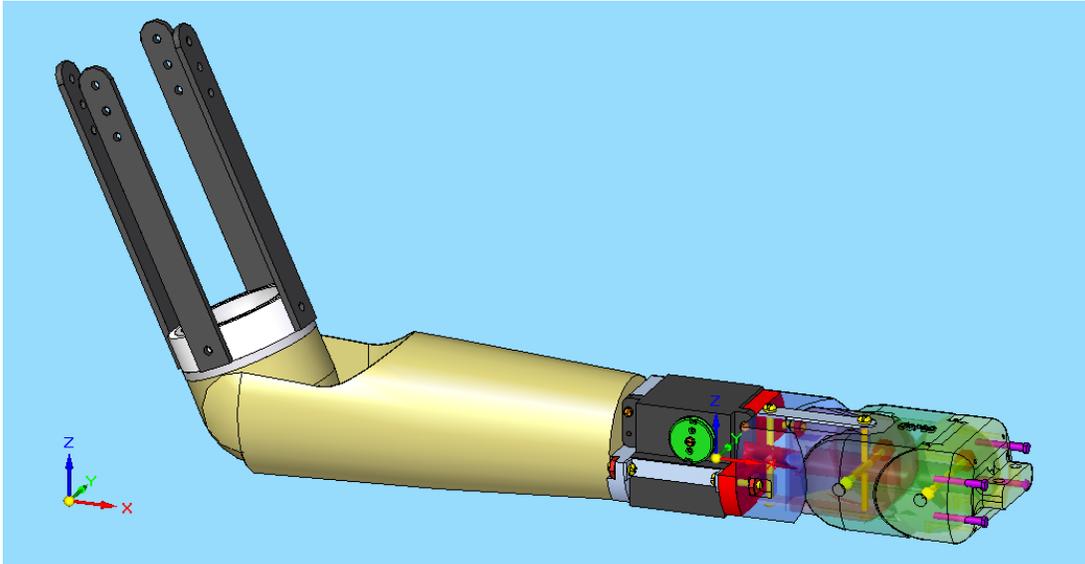


Figura 7.17 Mecanismo de prótesis de muñeca acoplado al *DynamicArm*

La Figura 7.18 muestra las medidas antropométricas realizadas en uno de los individuos de la población muestra. Éstas dimensiones y las medidas promedio obtenidas de la población muestra son comparadas con las medidas obtenidas en el diseño final y que se muestran en las Figura 7.19 y 7.20. Todas las medidas comparativas se encuentran en la Tabla 7.5.

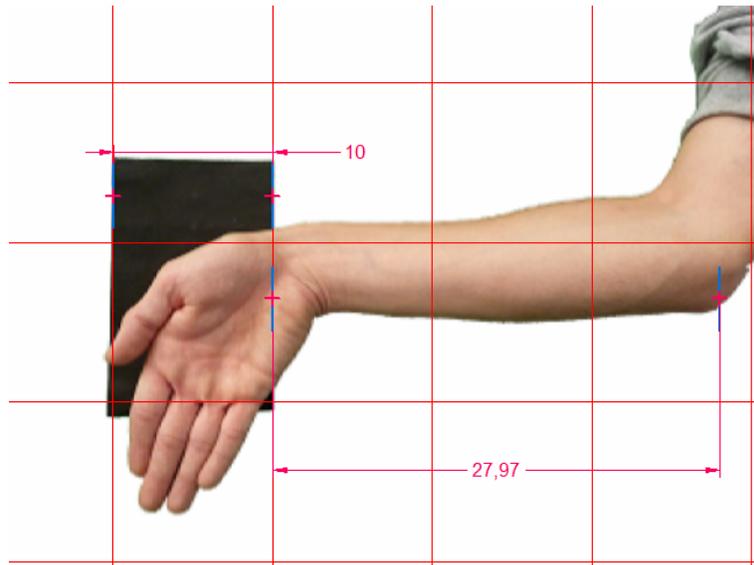


Figura 7.18 Medida del antebrazo de uno de los individuos de la población muestra, que abarca de la articulación del codo a la articulación de giro del movimiento de abducción-aducción

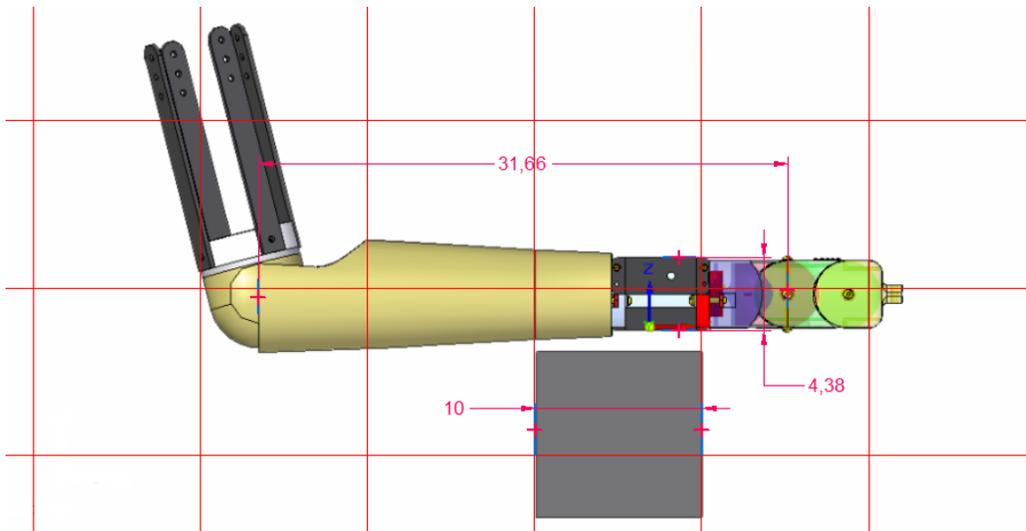


Figura 7.19 Medidas del antebrazo realizadas en el diseño final de la prótesis de muñeca acoplada al *DynamicArm*. La primer medida es de la articulación de codo hasta la articulación de giro en abducción-aducción y la segunda medida es la profundidad de la muñeca en el carpo

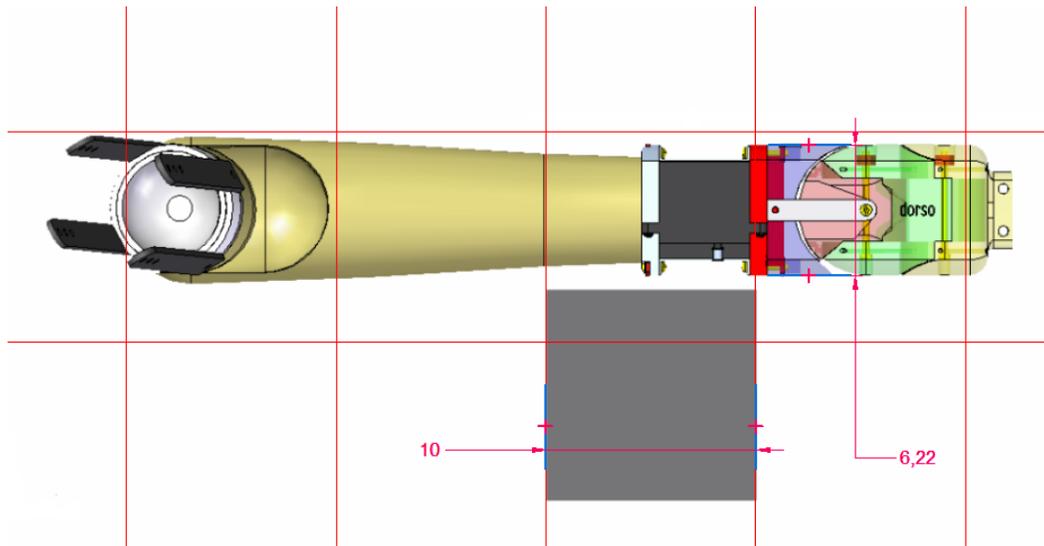


Figura 7.20 La ilustración muestra el ancho de la muñeca a la altura de la articulación carpiana

La Tabla 7.5 muestra que la longitud del antebrazo en el diseño de la prótesis es 36.9 [mm] mayor que el antebrazo de uno de los individuos de la población muestra del estudio antropométrico realizado. La profundidad de la muñeca es 0.07 [mm] mayor en la prótesis que el promedio determinado en la población muestra. El ancho de la muñeca de la prótesis es 1.37 [mm] menor que en el promedio de la misma población muestra.

Tabla 7.5 Diferencia de medidas entre el promedio de la población nuestra y la prótesis final

	Cuerpo Humano [mm]	Prótesis de miembro superior [mm]
Longitud del antebrazo	279.7	316.6
Profundidad de la muñeca	43.73	43.8
Ancho de la muñeca	63.37	62

La Figura 7.21 muestra el mecanismo de prótesis de muñeca acoplado al *DynamicArm* en ésta figura también se ha agregado 5 dedos. Las medidas antropométricas que se tomaron en cuenta para el diseño de éstos dedos fueron tomadas de mi mano.

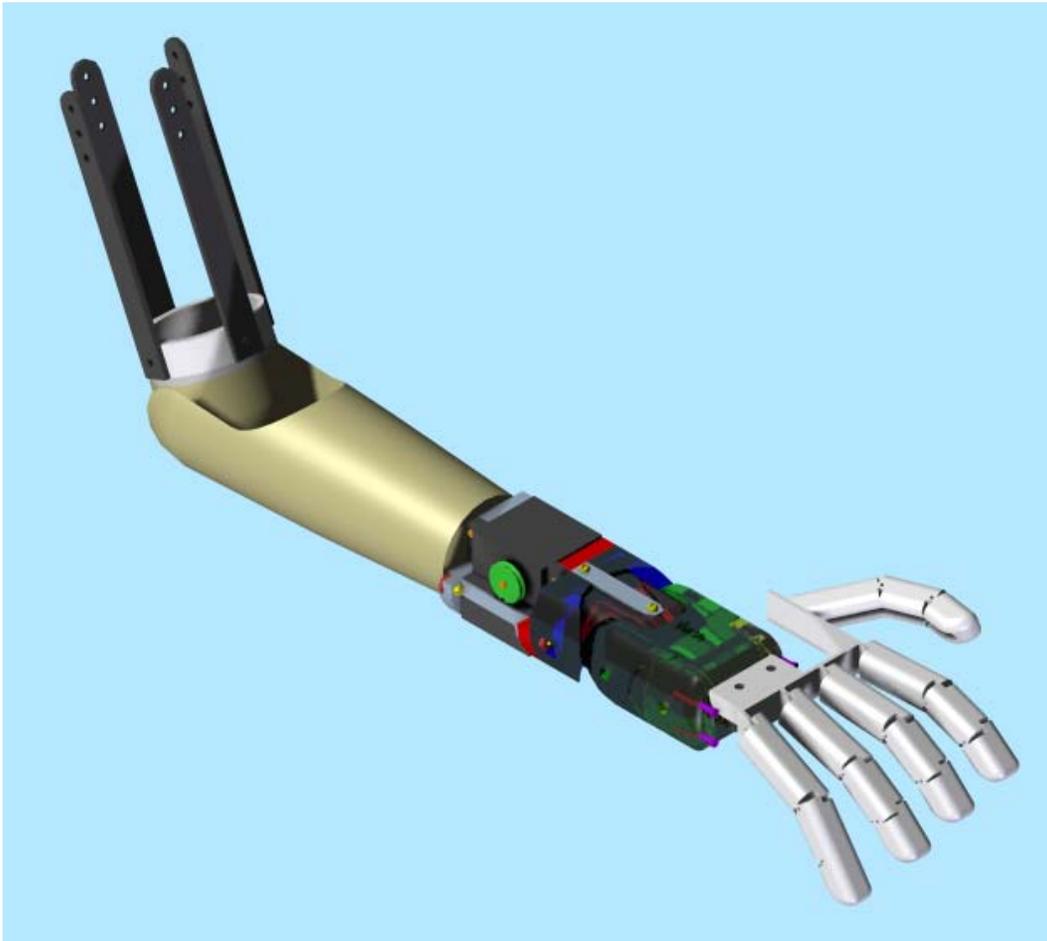


Figura 7.21 Prototipo final de prótesis de muñeca acoplado al *DynamicArm* y a una prótesis de mano

7.2.5 MASA FINAL DE LA PRÓTESIS

La Tabla 7.6 muestra las masas de cada uno de los componentes que conforman la prótesis, la cantidad de cada uno y la masa total de la prótesis. En el Anexo A se muestran los componentes a los que hace referencia la siguiente tabla.



Tabla 7.6 Se muestra la masa de cada uno de los componentes de la prótesis y la masa total

NOMBRE DE LA PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD	MASA UNITARIA [kg]	MASA [Kg]
Prótesis 1	<i>Nylamid</i>	1	0.06	0.06
Prótesis 2	<i>Nylamid</i>	1	0.052	0.052
Prótesis 3	<i>Nylamid</i>	1	0.042	0.042
Prótesis 4	<i>Nylamid</i>	1	0.056	0.056
Prótesis 5	<i>Nylamid</i>	1	0.082	0.082
Prótesis 6	<i>Nylamid</i>	1	0.0537	0.0537
Barra plana	Acero	2	0.0028	0.0056
Barra L	Acero	2	0.0025	0.005
Servomotor	ND	2	0.076	0.152
Polea del servomotor	<i>Nylamid</i>	2	0.002	0.004
<i>Banjo bolt 1/8 3/4"</i>	Acero	4	0.0015	0.006
Tornillo 1/8 3/4"	Acero	2	0.0014	0.0028
Tornillo 1/8 5/8"	Acero	4	0.0013	0.0052
Tornillo 1/8 2"	Acero	2	0.0031	0.0062
Tornillo 1/8 1/4"	Acero	2	0.0009	0.0018
Tuerca 1/8	Acero	8	0.0009	0.0072
Tornillo 1/16 1/2"	Acero	4	0.0005	0.002
Tuerca 1/16	Acero	4	0.0002	0.0008
MASA TOTAL				0.5443

ND = No Disponible



7.3 RELACIÓN DE TRANSMISIÓN

Debido a que los actuadores seleccionados tienen un rango de giro limitado (180°), a continuación se presenta la relación de transmisión que hay entre los actuadores y el mecanismo de la prótesis de muñeca. En cada uno de los servomotores se tiene una polea con un diámetro $D_{Servo} = 20 [mm]$, para el movimiento de aducción-abducción se tiene una distancia entre barrenos de $D_{A-A} = 34.43 [mm]$ y para flexoextensión $D_{F-E} = 28.6 [mm]$. El sistema de transmisión del mecanismo puede ser representado mediante un arreglo de poleas, a continuación se presenta las relaciones de transmisión para los movimientos de aducción-abducción y flexoextensión.

7.3.1 RELACIÓN DE TRANSMISIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN

Para determinar las relaciones de transmisión se emplearán las ecuaciones para determinar el sector circular en una circunferencia. A continuación se presentan las ecuaciones.

$$b = \frac{\pi r \alpha}{180} \quad (7.13)$$

$$\alpha = \frac{180 b}{\pi r} \quad (7.14)$$

De donde b es la circunferencia del sector circular, α los grados y r el radio del arco de circunferencia. Aplicando la ecuación 7.13 a la polea que se encuentra acoplada al eje de los servomotores se tiene que la distancia que se ha desplazado el tendón actuador a lo largo de la circunferencia es de $b_{servo} = 0.2742 [mm]$. Empleando esta distancia desplazada y el radio de giro del mecanismo para aducción-abducción que es de $D_{A-A} = 34.43 [mm]$, se tiene que $\alpha_{A-A} = 52.29^\circ$. Éste desplazamiento cumple con las especificaciones de diseño las cuales se basan en el estudio antropométrico realizado en el Capítulo 3 ya que para abducción el desplazamiento máximo es de $\alpha_{Abducción} = 20.5^\circ$ y para aducción el desplazamiento máximo es de $\alpha_{Aducción} = 47.9^\circ$. La Figura 7.22

muestra las relaciones de desplazamiento empleando 2 poleas para representar el movimiento.

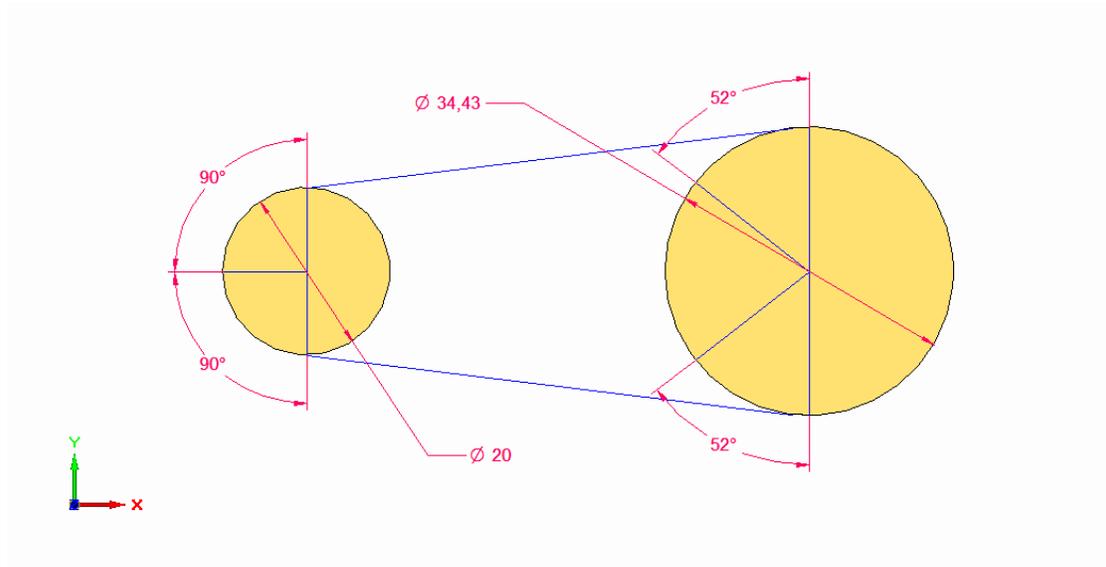


Figura 7.22 Representación del desplazamiento en grados del movimiento de abducción-aducción

7.3.2 RELACIÓN DE TRANSMISIÓN EN FLEXOEXTENSIÓN

Para el movimiento de flexoextensión el diámetro de la polea acoplada al actuador es el mismo y el diámetro de giro del mecanismo es $D_{F-E} = 28.6$ [mm]. Para un desplazamiento de la polea del actuador $b_{servo} = 0.2742$ [mm] se tiene un desplazamiento angular en el mecanismo $\alpha_{F-E} = 63^\circ$. Éste desplazamiento cumple con las especificaciones de diseño ya que la flexión máxima promedio en muñeca es de $\alpha_{Flexión} = 62.2^\circ$ y la extensión máxima promedio es de $\alpha_{Extensión} = 61.3^\circ$. La Figura 7.23 muestra las relaciones en grados de desplazamiento del mecanismo en flexoextensión, empleando 2 poleas para representar el movimiento.

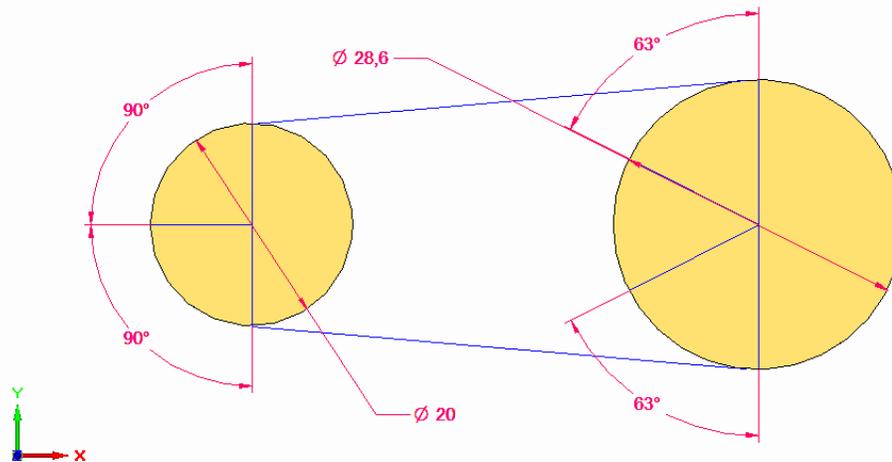


Figura 7.23 Representación del desplazamiento en grados del movimiento de flexoextensión

7.4 ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE LA PRÓTESIS DE MUÑECA

A continuación se presenta el análisis estructural del mecanismo de prótesis de muñeca. El análisis en cada pieza se realiza en el plano perpendicular a la fuerza donde se tiene la menor superficie y después se presentan los factores de seguridad de cada una de éstas piezas. Se ha empleado el concepto del esfuerzo máximo para determinar los esfuerzos normales en los componentes que se muestran a continuación. En las siguientes páginas se presenta el análisis de cada uno de los componentes.

7.4.1 PRÓTESIS 1

La Figura 7.24 muestra el área transversal de la primera pieza a la cual se le ha restado el área de los barrenos. De esta forma se tiene que el área transversal en la pieza es de $A_1 = 218.1 \times 10^{-6} [m^2]$, la fuerza ejercida en esta parte de la pieza es la mitad del total, así tenemos que $F_1 = 6.59 [N]$. Empleando la ecuación de resistencia a la tensión que se muestra a continuación, donde F es la fuerza aplicada y A es el área transversal.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (7.15)$$

Aplicando esta ecuación a la pieza 1 se tiene el siguiente resultado.

$$\sigma_1 = \frac{6.59}{218.1 \times 10^{-6}} \quad (7.16)$$

$$\sigma_1 = 30.2 \text{ [kPa]} \quad (7.17)$$

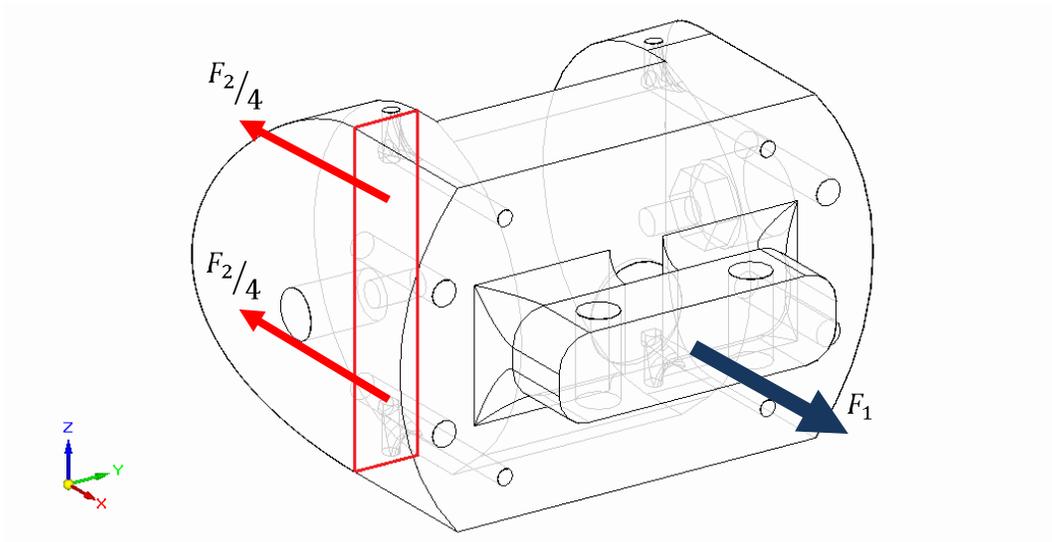


Figura 7.24 La ilustración muestra el área transversal donde se determinó la resistencia a la tensión de la pieza

7.4.2 PRÓTESIS 2

Para ésta segunda pieza se tiene que el área transversal es $A_2 = 1.122 \times 10^{-3} \text{ [m}^2\text{]}$ y la fuerza aplicada es $F_2 = 13.17 \text{ [N]}$, de esta manera se tiene el siguiente resultado $\sigma_2 = 11.7 \text{ [kPa]}$.

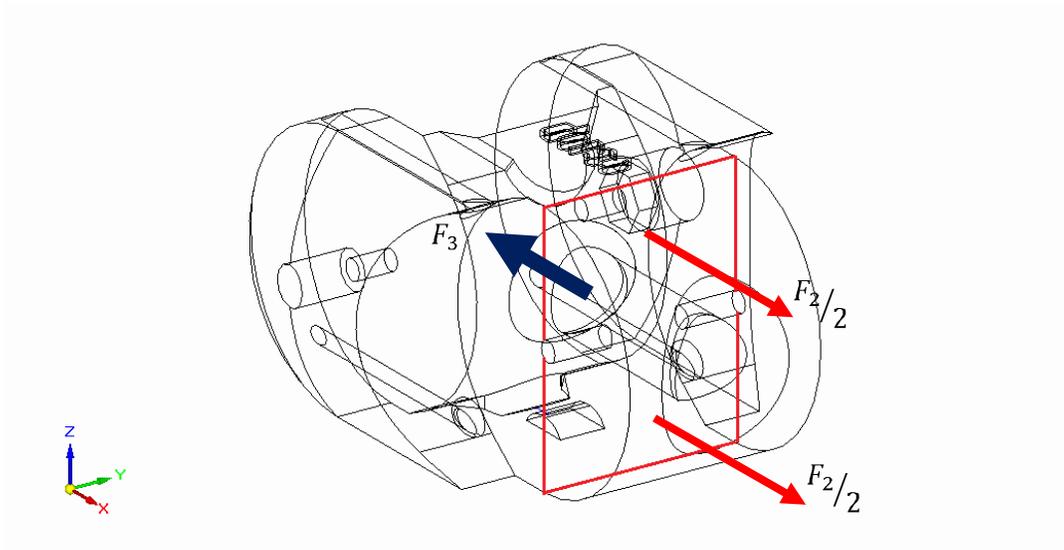


Figura 7.25 La ilustración muestra en color rojo el área donde se determinó el esfuerzo normal

7.4.3 PRÓTESIS 3

Para ésta tercera pieza que se muestra en la Figura 7.26 se tiene un área transversal de $A_3 = 0.99 \times 10^{-3} [m^2]$ y una fuerza de $F_3 = 13.17 [N]$, por lo que se tiene que $\sigma_3 = 13.2 [kPa]$.

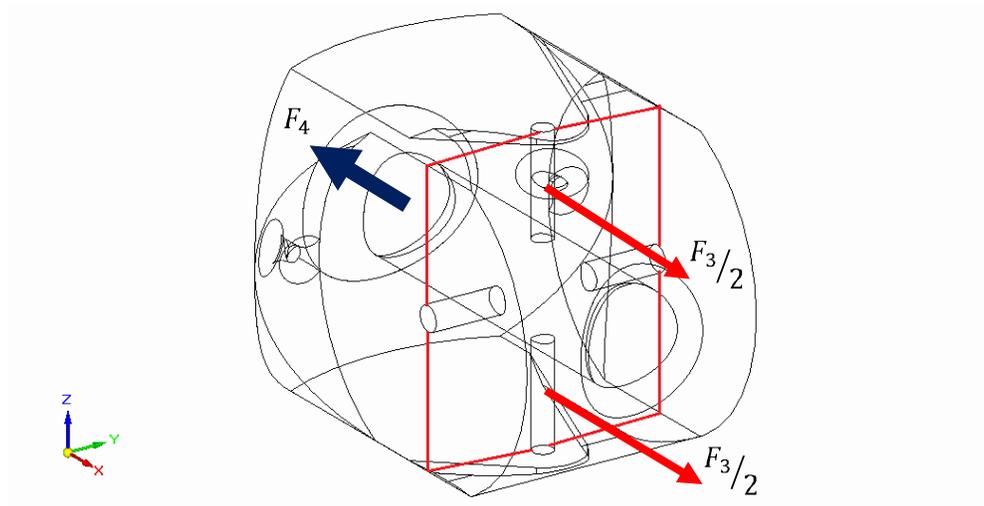


Figura7.26 Se muestra en la figura en color rojo el área donde actúa el esfuerzo normal

7.4.4 BARRA

En la Figura 7.27 se tiene que el área transversal es $A_4 = 8.84 \times 10^{-6} [m^2]$ y una fuerza aplicada $F_4 = 13.17 [N]$, de esta manera se tiene $\sigma_4 = 745 [kPa]$

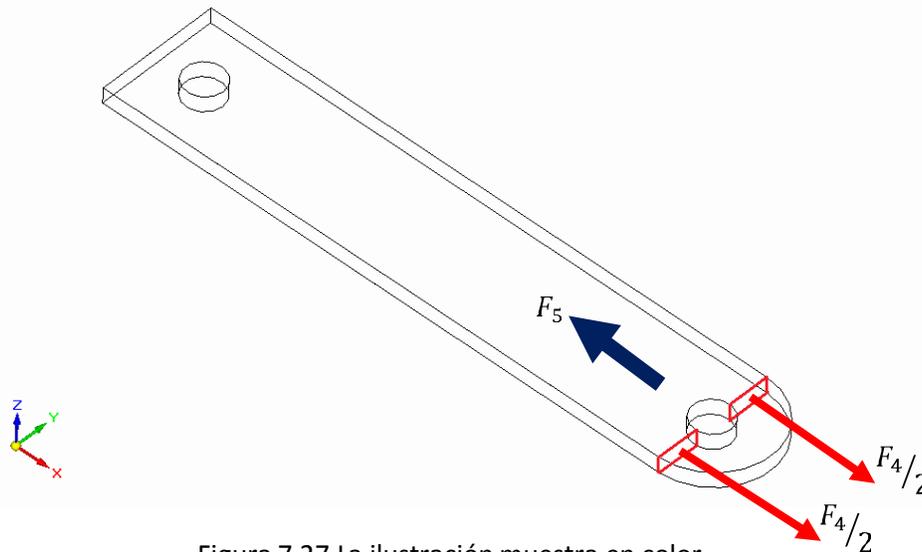


Figura 7.27 La ilustración muestra en color rojo el área donde actúa el esfuerzo normal

Para determinar el esfuerzo que el perno ejerce sobre la barra se determinará a continuación el esfuerzo de apoyo. El diagrama de cuerpo libre de la Figura 7.28 muestra este esfuerzo, de donde $F_{Apoyo} = 13.17 [N]$, $b = 3.2 [mm]$ y $t = 1.3 [mm]$. La ecuación 7.18 muestra la forma en que se determina el esfuerzo de apoyo.

$$\sigma_{Apoyo} = \frac{F_{Apoyo}}{b \times t} \quad (7.18)$$

$$\sigma_{Apoyo} = 3.17 [MPa] \quad (7.19)$$

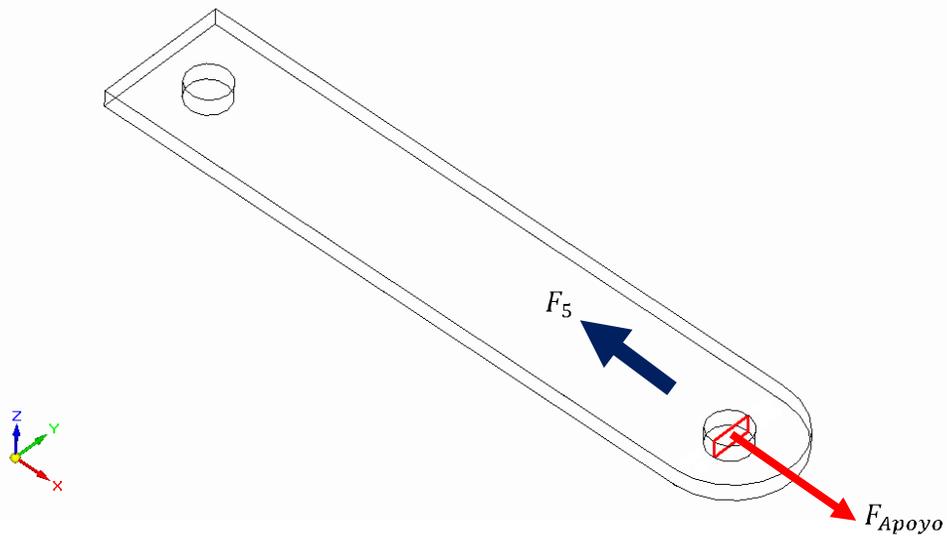


Figura 7.28 Diagrama de cuerpo libre donde se muestra el esfuerzo de apoyo

7.4.5 PERNO

La Figura 7.28 muestra el perno empleado para unir las piezas de la prótesis de muñeca. En esta pieza actúan fuerzas a cortante con una magnitud $F_5 = 13.17 \text{ [N]}$ y un área transversal $A_5 = 8.04 \times 10^{-6} \text{ [m}^2\text{]}$. Se tiene que el cortante en el perno es $T_5 = 819 \text{ [kPa]}$.

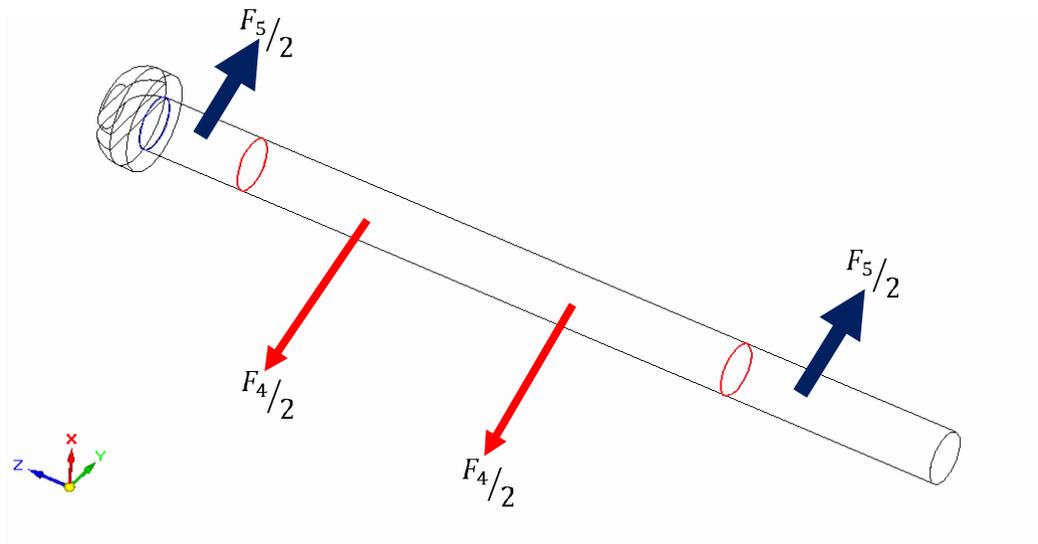


Figura 7.29 En la figura se muestra en color rojo las secciones donde actúa el cortante



Al determinar el factor de seguridad para cada una de las piezas, tomando en cuenta que el material de las piezas 1, 2 y 3 es *Nylamid*, para la pieza 4 es Titanio y para la pieza 5 es acero, se tienen los siguientes resultados.

$$F_{S_1} = 5477 \quad (7.20)$$

$$F_{S_2} = 14137 \quad (7.21)$$

$$F_{S_3} = 12530 \quad (7.22)$$

$$F_{S_4} = 1573 \quad (7.23)$$

$$F_{S_5} = 202 \quad (7.24)$$

Las siguientes figuras muestran la versión final de la prótesis de muñeca acoplada al *DynamicArm* y a una prótesis de mano. Se muestra el color final y una carcasa en el sitio donde se encuentran los 2 actuadores.

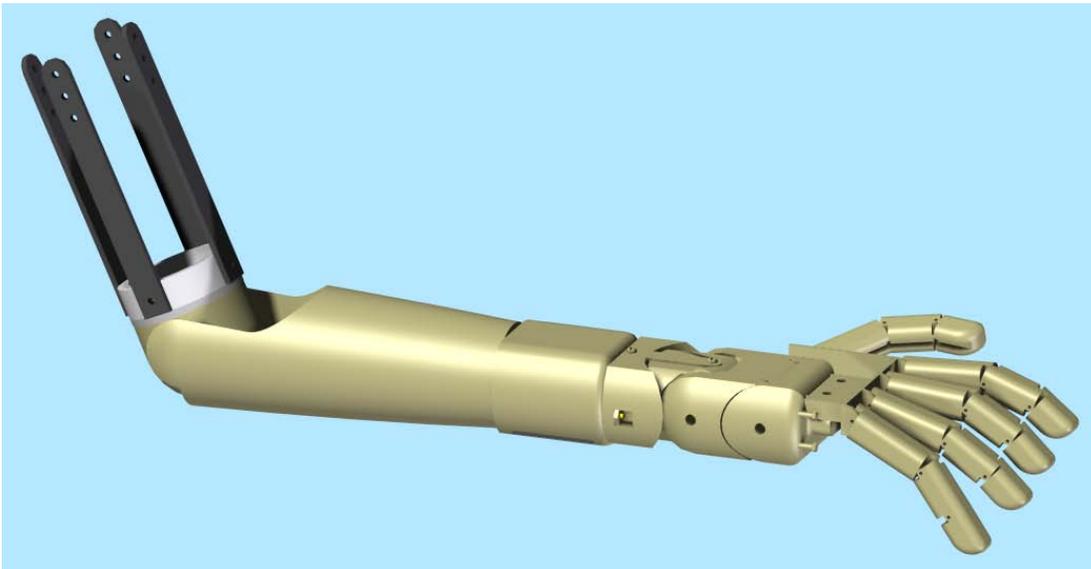


Figura 7.30 Prótesis de muñeca mostrando un color que imite el tono de piel y con una carcasa en el sitio donde se encuentran los actuadores

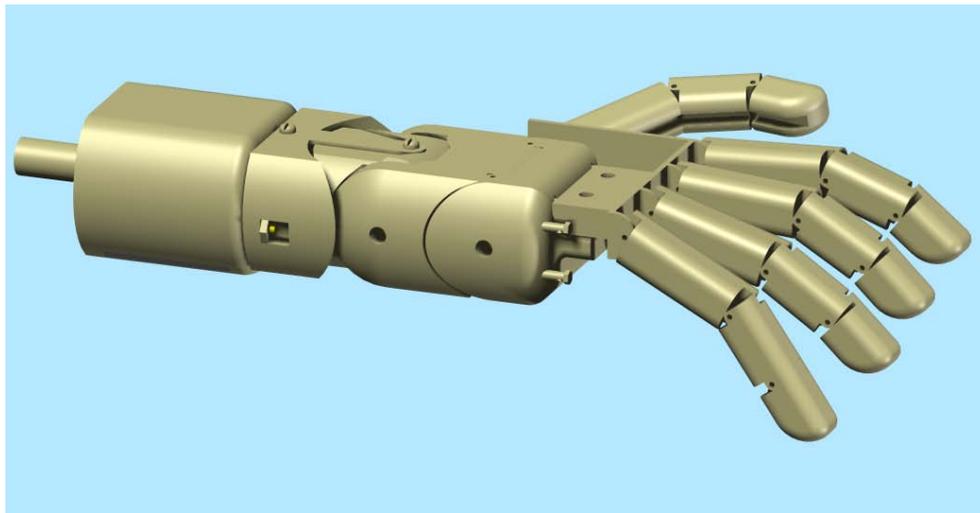


Figura 7.31 Ilustración donde se muestra la prótesis de muñeca acoplada a una prótesis de mano

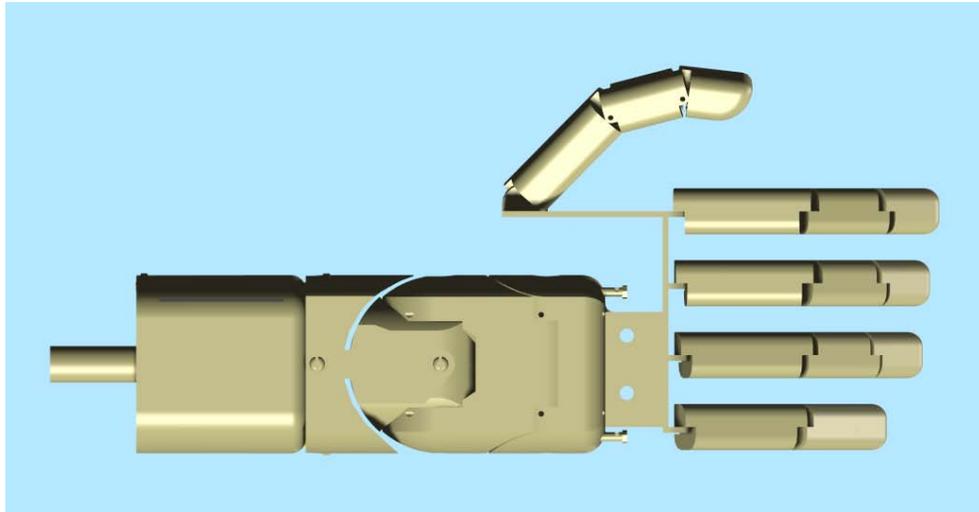


Figura 7.32 Vista superior de la prótesis de muñeca acoplada a una prótesis de mano

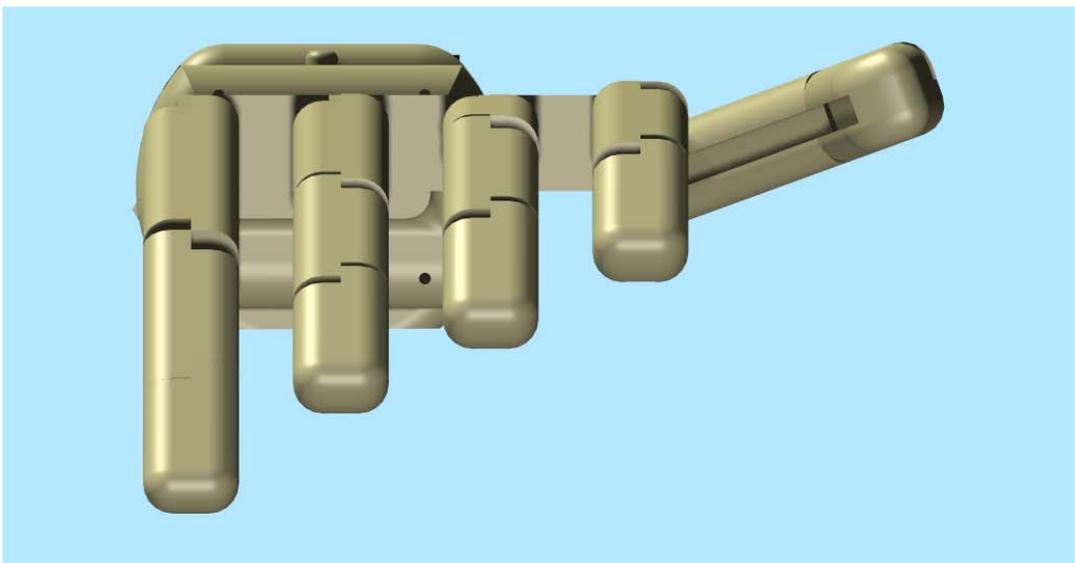


Figura 7.33 Vista delantera de la prótesis de muñeca acoplada con una prótesis de mano

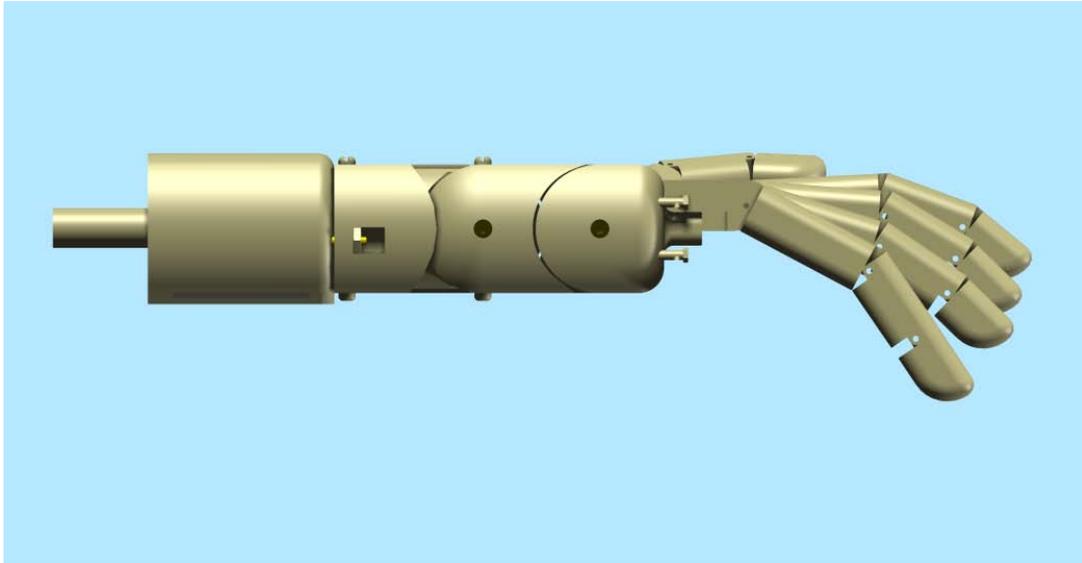


Figura 7.33 Vista lateral de la prótesis de muñeca y una prótesis de mano



CONCLUSIONES

Para realizar el diseño de una prótesis biomecánica de muñeca es necesario imitar la geometría y los mecanismos que se encuentran en el cuerpo humano, por esta razón es importante tener en cuenta la manera en que los músculos a través de los tendones generan el movimiento en ésta articulación. Se puede ver que es necesario activar 2 de los 4 tendones actuadores en la muñeca para poder realizar un movimiento, éste arreglo permite accionar un mecanismo de 3 grados de libertad empleando solamente 2 actuadores. Una opción en el diseño de la prótesis es acoplar cada actuador directamente a cada uno de los grados de libertad. Esta solución no resulta práctica ya que para el movimiento donde se tiene 2 grados de libertad contenidos en un mismo plano resulta prácticamente imposible tener los 2 actuadores y cumplir con las especificaciones de par y dimensiones necesarias para la prótesis. Para solucionar éste problema se ha decidido imitar a la naturaleza y se colocaron cables actuadores, los cuales transmiten la potencia desde los actuadores hasta cada una de las articulaciones del mecanismo de prótesis de muñeca.

En lo referente a articulaciones, la muñeca es una de las partes más complejas en el cuerpo humano, por lo que durante el presente proyecto de tesis se ha buscado simplificar este mecanismo buscando respetar las dimensiones y forma que presenta la muñeca en el cuerpo humano.

Del Capítulo 2 se puede ver que en la actualidad existen mecanismos empleados en robots humanoides que imitan los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión que realiza la muñeca en el cuerpo humano, sin embargo estos mecanismos no cumplen con las especificaciones de masa y volumen que requiere un paciente que necesite una prótesis de miembro superior. La prótesis más avanzada a nivel mundial, el *Luke Arm* es capaz de realizar solamente el movimiento de flexoextensión. Las demás prótesis disponibles en el mercado no son capaces de realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión empleando actuadores, ya que las prótesis que realizan éstos movimientos lo hacen de manera manual sin actuadores. En el presente trabajo de tesis se propone un mecanismo que realice éstos movimientos usando 2 actuadores.

Las prótesis internas de remplazo de muñeca por artroplastia, dan una idea muy clara de la forma en que se puede simplificar el mecanismo que tiene la muñeca



en el cuerpo humano. Las patentes que muestran éstas prótesis han permitido tener una idea clara sobre la forma en que se puede emplear un mecanismo que imite los movimientos que realiza esta parte del cuerpo.

Se ha realizado en el Capítulo 3 un estudio antropométrico para diseñar un mecanismo de prótesis de muñeca tomando en cuenta los valores promedio de una población muestra, se puede concluir que los individuos de la población muestra presentan valores con un alto grado de confianza, esto nos dice que hay una homogeneidad en la población muestra y esta prótesis puede manufacturarse y entrar en operación con individuos que cumplan con las características de dicha población.

En el Capítulo 4 se ha realizado la cinemática directa, inversa y un perfil de trayectorias para el mecanismo. Para el perfil de trayectorias se ha seleccionado el movimiento de flexoextensión debido a que el mecanismo presenta una singularidad cuando los eslabones se encuentran alineados. Para el movimiento de abducción-aducción no se realizó un perfil de trayectorias debido a que solamente se tiene 1 grado de libertad y su perfil de trayectorias no presenta singularidades.

La simulación del mecanismo realizada en el Capítulo 4 permite saber si el mecanismo seleccionado para el diseño de una prótesis de muñeca es capaz de realizar los movimientos de abducción-aducción y flexoextensión. La simulación realizada comprueba que es factible diseñar un mecanismo con las dimensiones propuestas y será capaz de realizar los movimientos que la muñeca realiza.

La propuesta final del mecanismo de prótesis de muñeca que se presenta en el Capítulo 5 cumple con las especificaciones de diseño en lo que se refiere al movimiento de abducción-aducción y flexoextensión en base al estudio antropométrico realizado en el Capítulo 3 y los porcentajes de movimiento para las dos articulaciones en flexoextensión que se muestra en el Capítulo 1. Las dimensiones como el ancho de muñeca y profundidad de la misma también se cumplieron satisfactoriamente.

Al igual que en el cuerpo humano el túnel carpiano cumple la función de ser el conducto por el que pasan tendones y nervios desde el antebrazo hacia la mano, en la prótesis de muñeca en cada una de las piezas se cuenta con un barreno central que emula la función del túnel carpiano ya que dicho barreno tiene la



función de ser el espacio por donde pasan los cables que transmiten potencia, señales de control o señales provenientes de los sensores de la mano hacia el antebrazo.

En el Capítulo 7 se muestra que el mejor material tomando en cuenta que el peso debería de ser la menor posible y la resistencia del material el mayor se ha seleccionado el *Nylamid* como el material que presenta las mejores características y el Titanio como el material empleado en la elaboración de las barras en el mecanismo de prótesis de muñeca.

Se han seleccionado servomotores como actuadores a emplear ya que el modelo HS-7980TH es capaz de generar el mayor par dadas sus dimensiones y su geometría permite ser fácilmente acoplada al diseño propuesto de prótesis de muñeca.

El material de los cables actuadores seleccionado es *Kevlar* debido a que presenta la mayor resistencia a la ruptura y su porcentaje de elongación es menor en comparación con el *Poliester* que presenta una resistencia a la ruptura también alto, pero que tiene un porcentaje de elongación mayor.

Para determinar con exactitud la posición de los eslabones del mecanismo de prótesis se ha seleccionado un sensor flexible, debido a sus dimensiones y además su instalación en el mecanismo no requiere que se realicen modificaciones grandes al mecanismo de prótesis de muñeca y no interfiere con otros elementos dentro de la prótesis.

Se ha decidido acoplar el mecanismo de prótesis de muñeca a una prótesis comercial, la prótesis seleccionada es el *DynamicArm*. Éste es la prótesis más avanzada tecnológicamente disponible en el mercado. El diseñar una prótesis de muñeca que se acople al *DynamicArm* representa una oportunidad para una persona que requiera de una prótesis y haya sufrido una desarticulación de codo.

El único grado de libertad que no se contempla es la pronosupinación en el antebrazo. El *DynamicArm* cuenta con un módulo que se ensambla a ésta prótesis y permite tener éste movimiento. En la presente propuesta de prótesis se ha descartado éste módulo debido a las restricciones de largo del antebrazo que se muestran en la Figura 7.18 del Capítulo 7.



La especificación referente al peso del mecanismo no se cumplió, debido a que la masa final del mecanismo es de $0.5443 [kg]$, lo que sobrepasa al valor establecido de $0.5 [kg]$. Esto se puede solucionar retirando material del mecanismo en lugares no críticos y rellenando éstos espacios con un material que presente una densidad menor y así seguir conservando la forma de la prótesis.

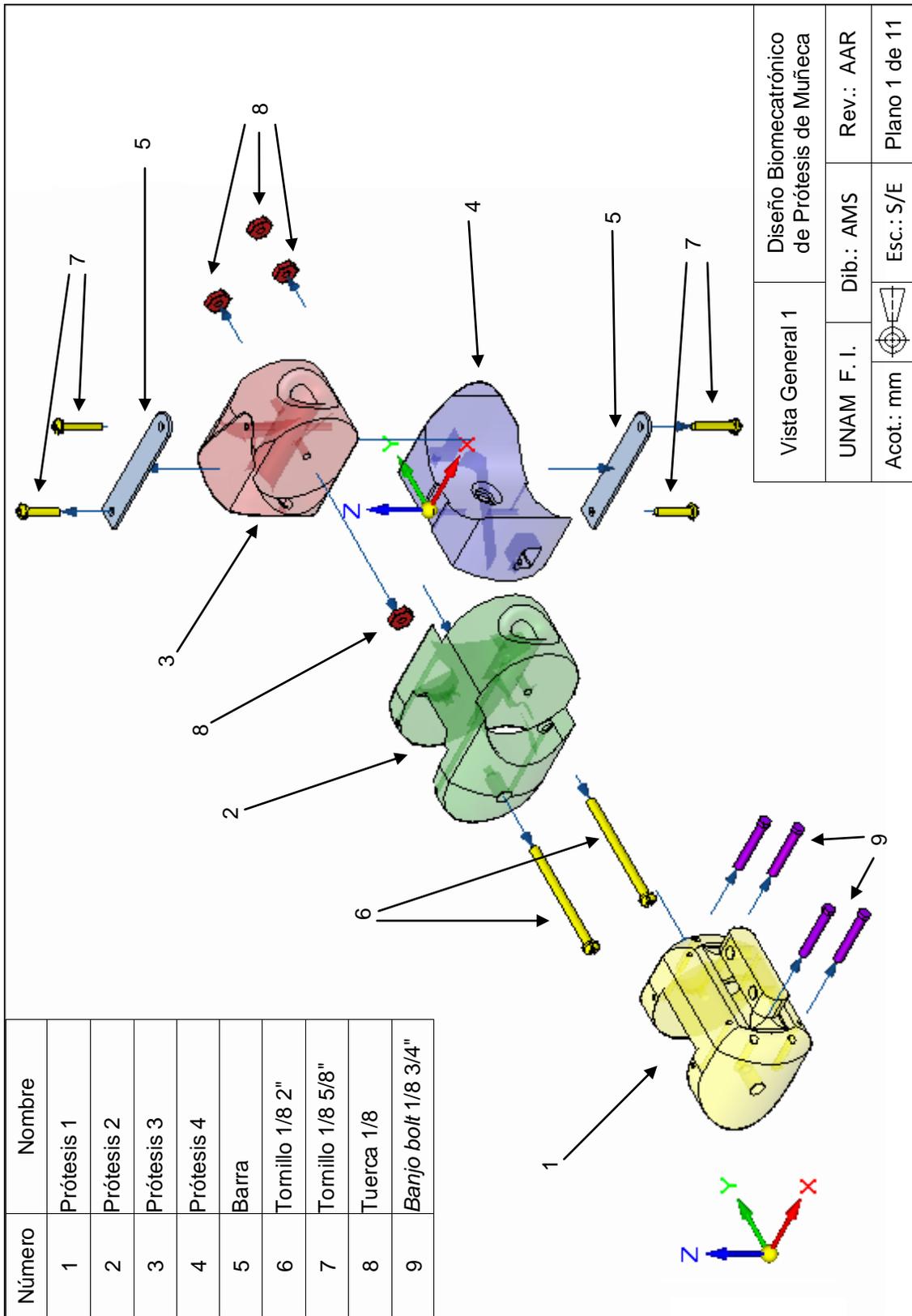
Se ha propuesto un sistema de sujeción del mecanismo de prótesis de muñeca con una prótesis de mano. Como se puede observar en la Figura 7.30, Figura 7.31 y en la Figura 7.32 el espacio que se tiene para dicha prótesis de mano es reducido por lo que se propone que los actuadores de los dedos se encuentren en el antebrazo y la potencia sea transmitida a través de cables actuadores que crucen el barreno central de la prótesis de muñeca, el cual emula la función del túnel carpiano.

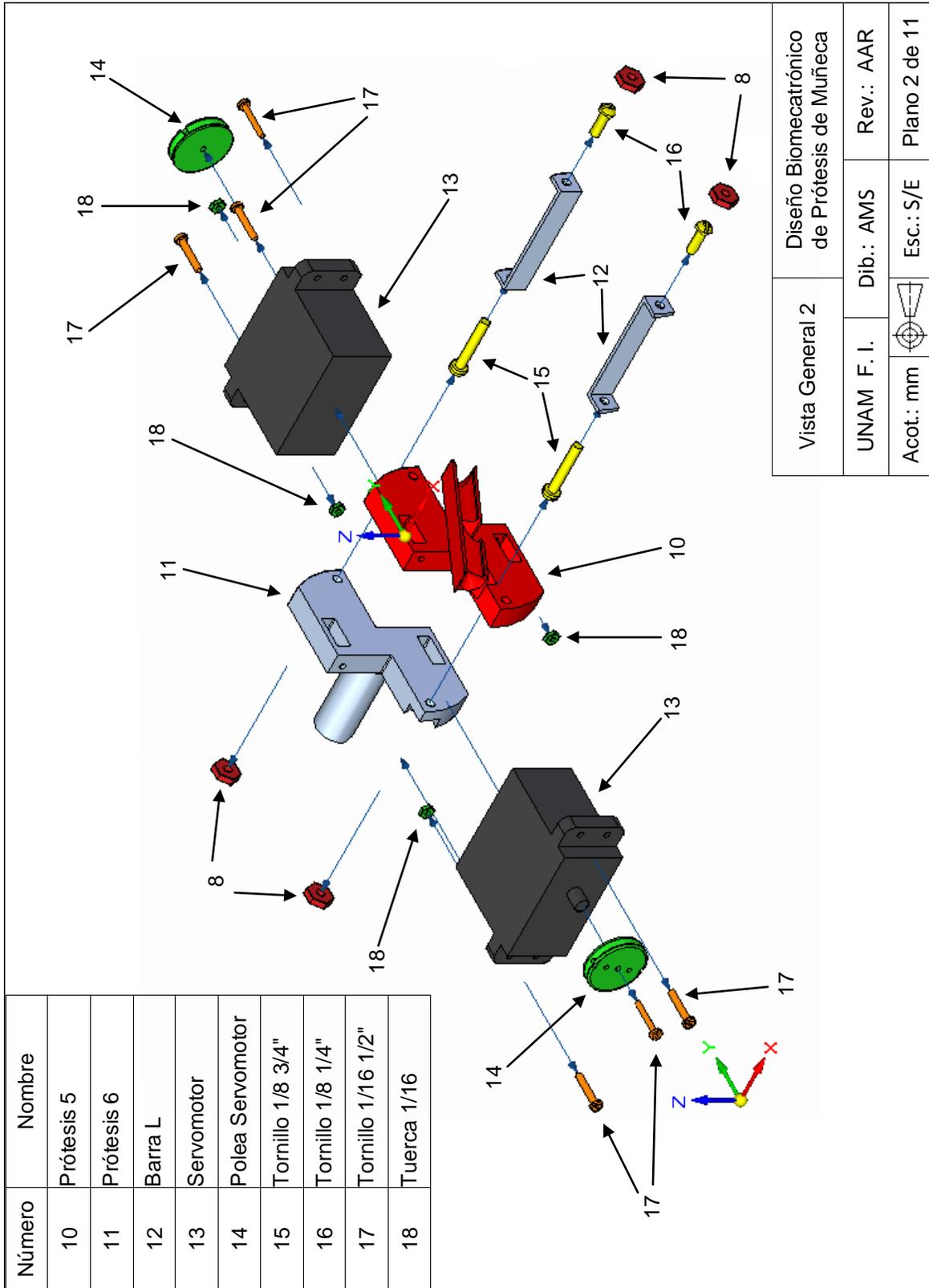


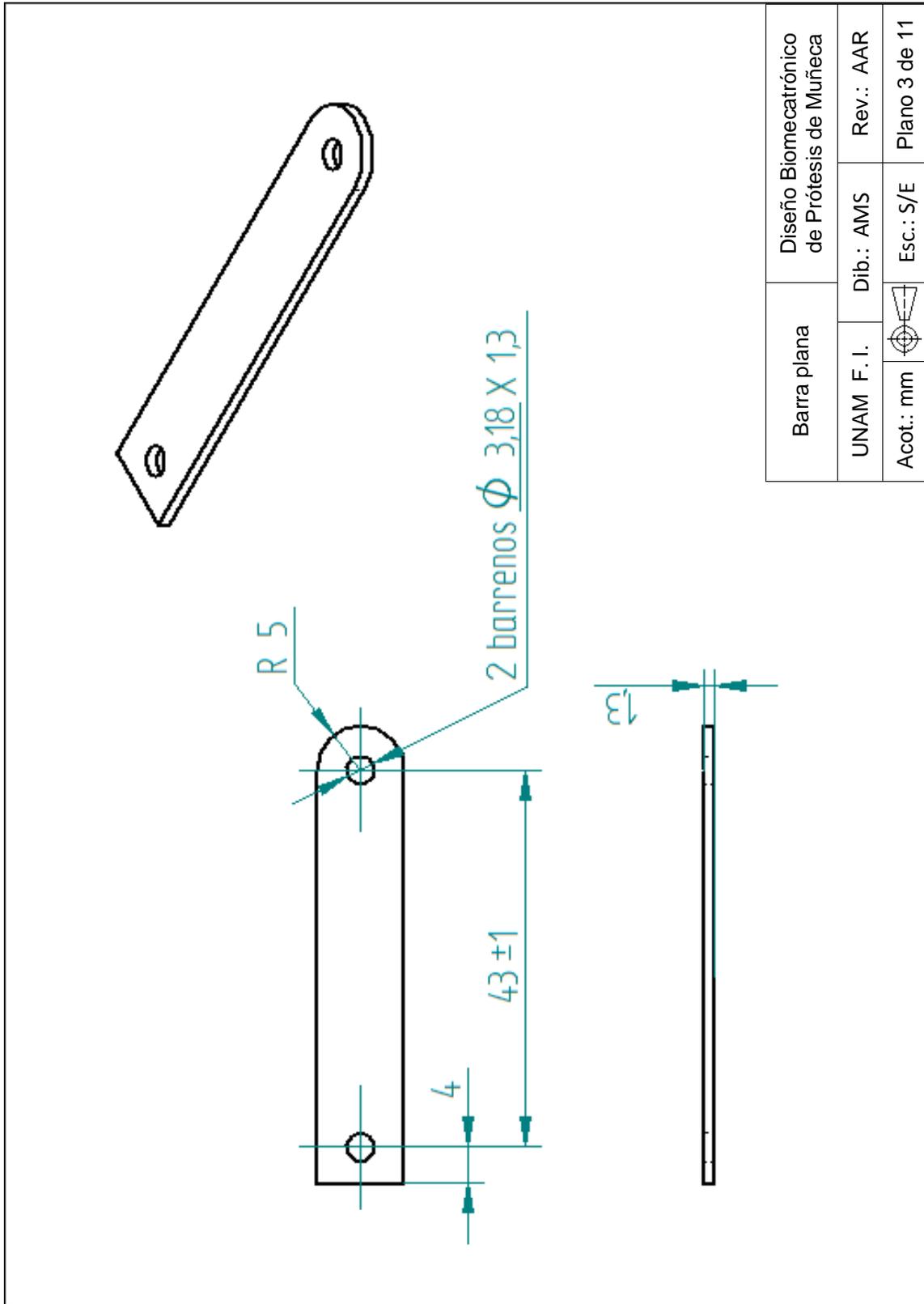
ANEXO

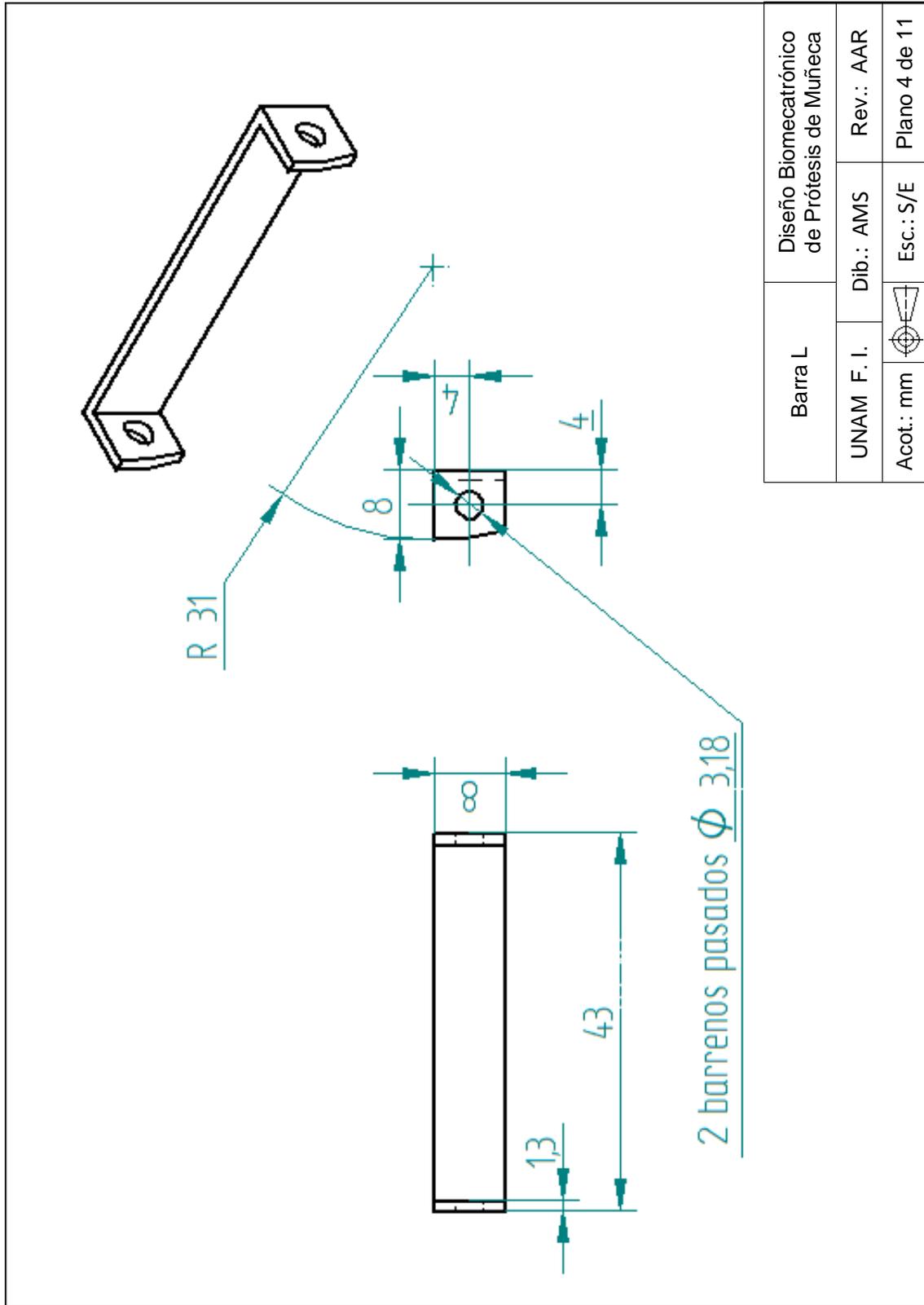
A

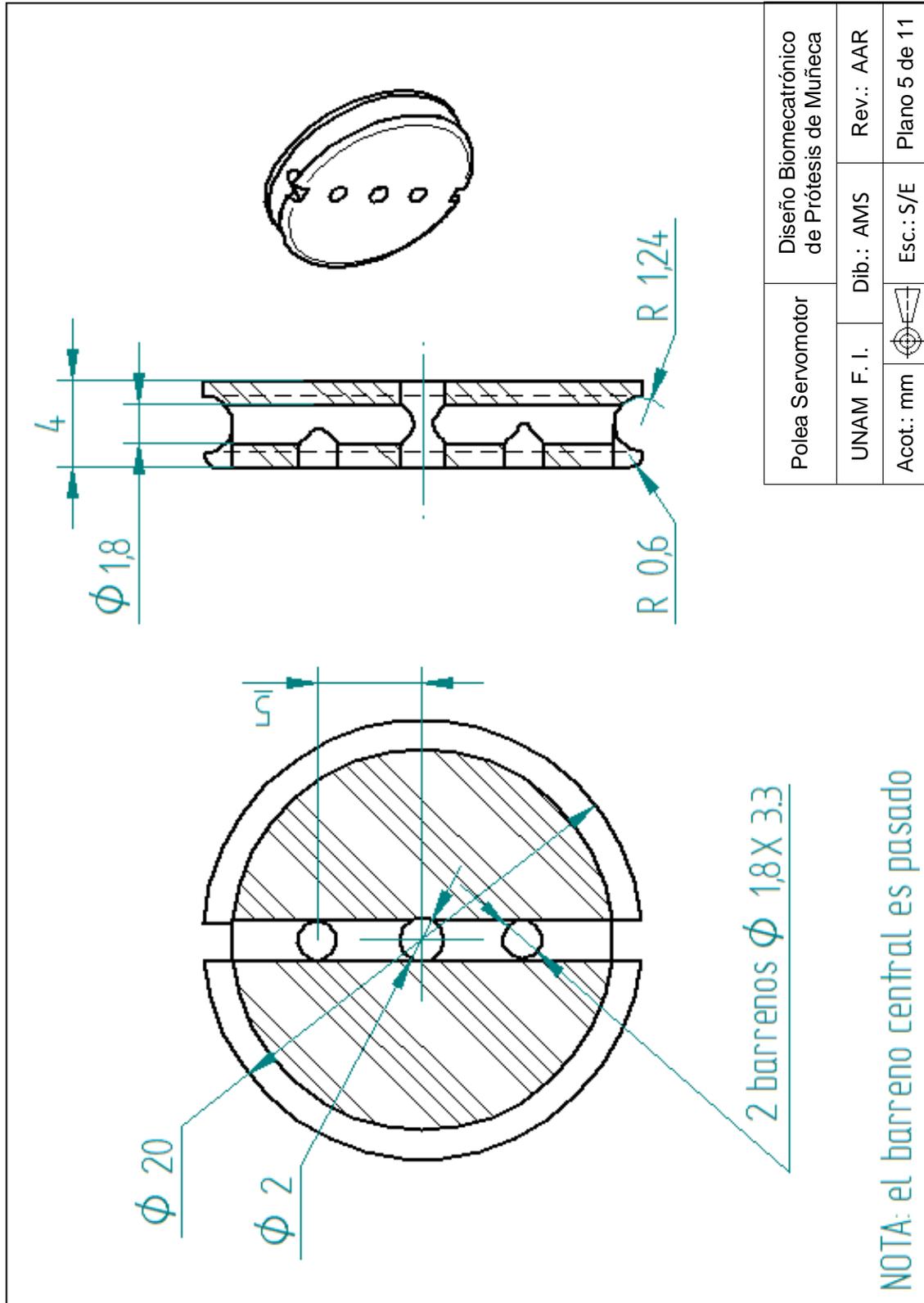
PLANOS MECÁNICOS

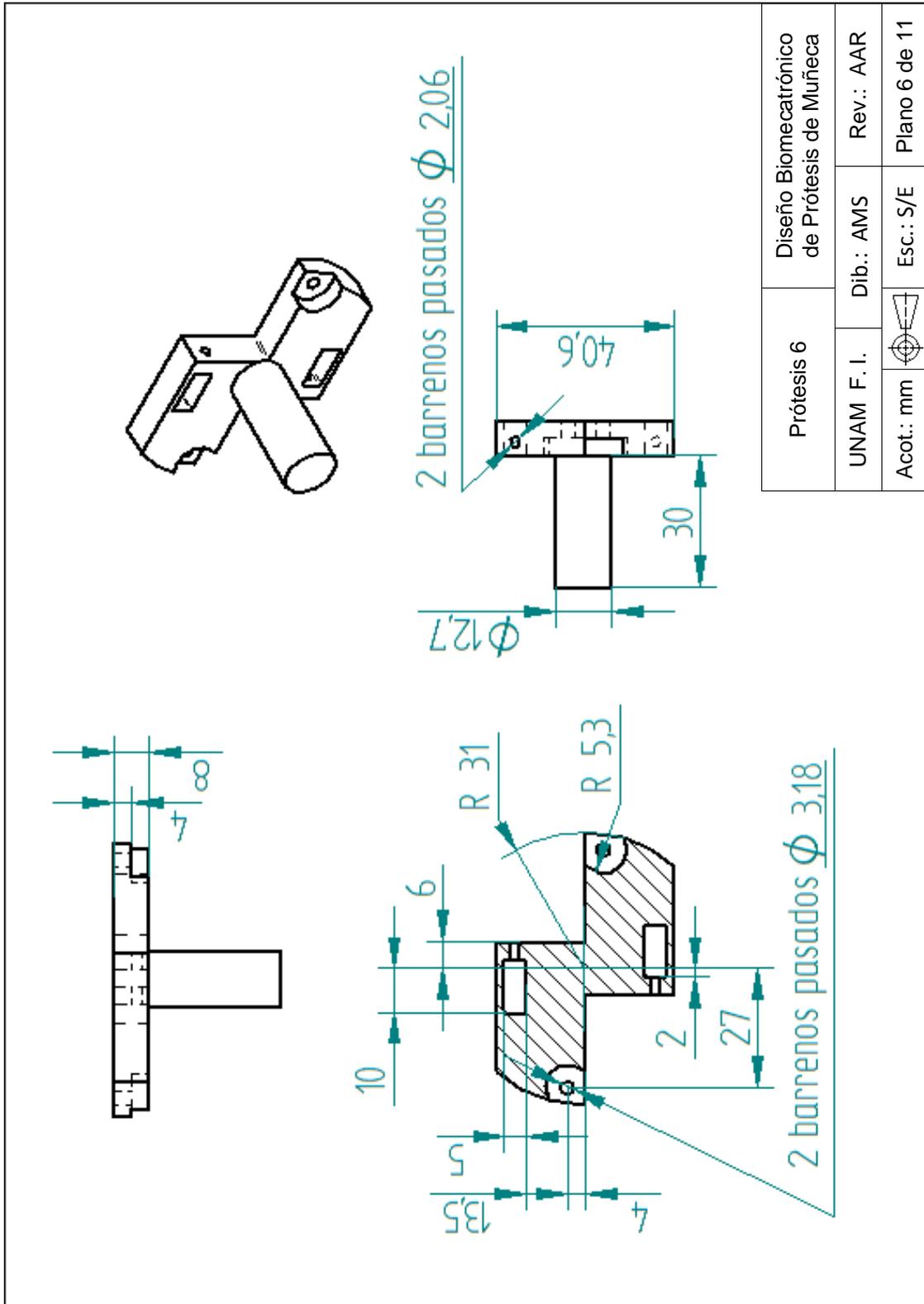


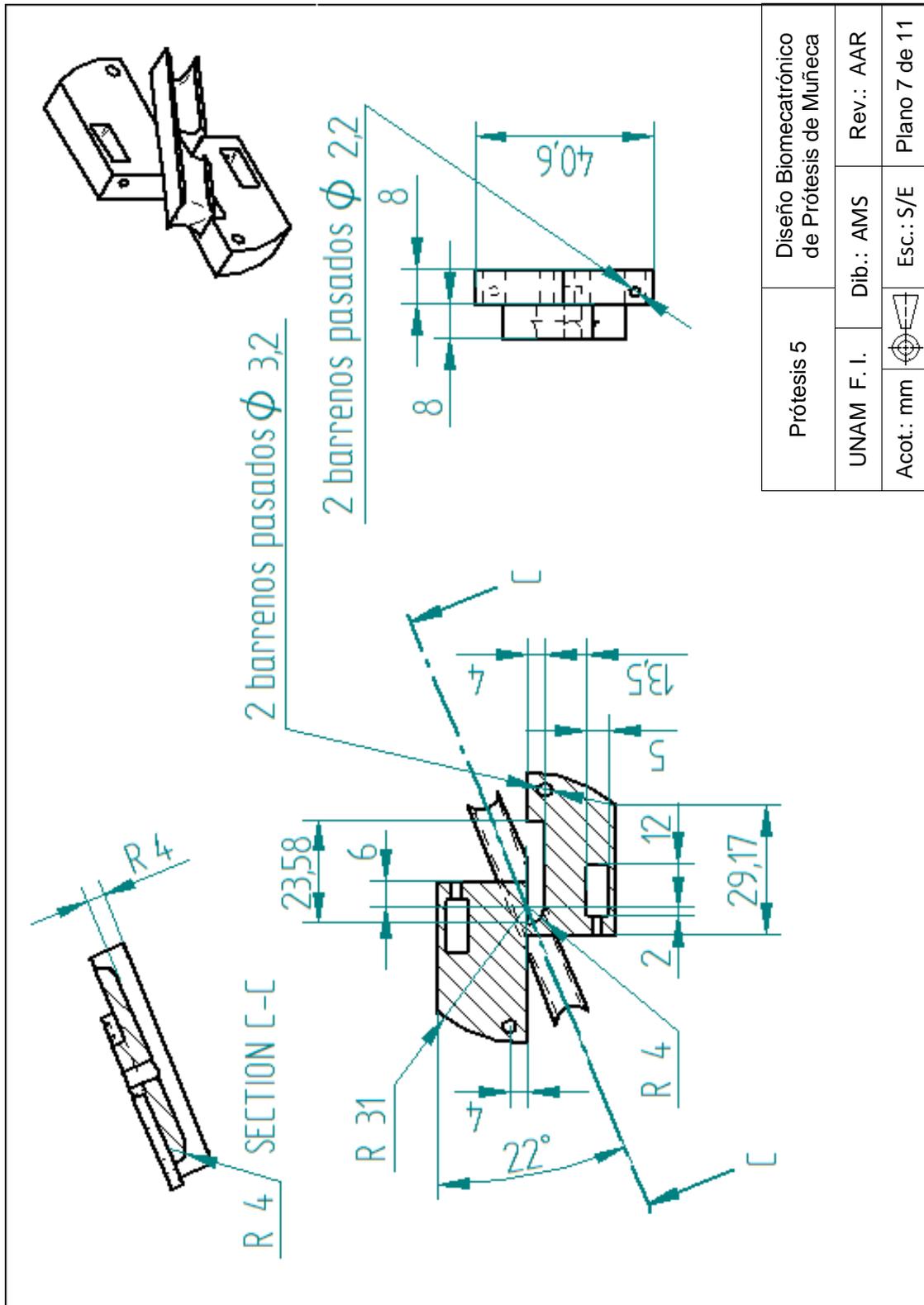


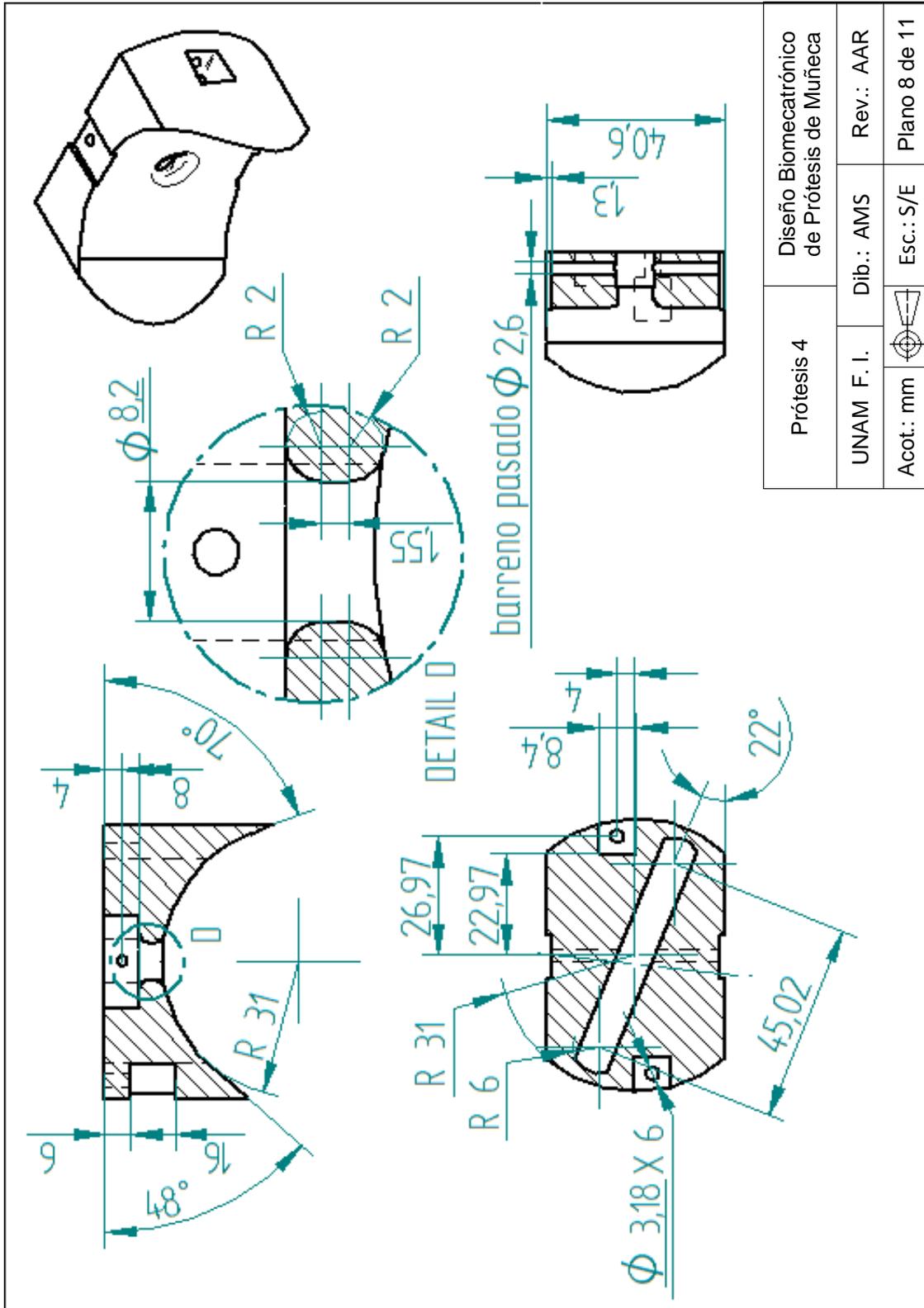




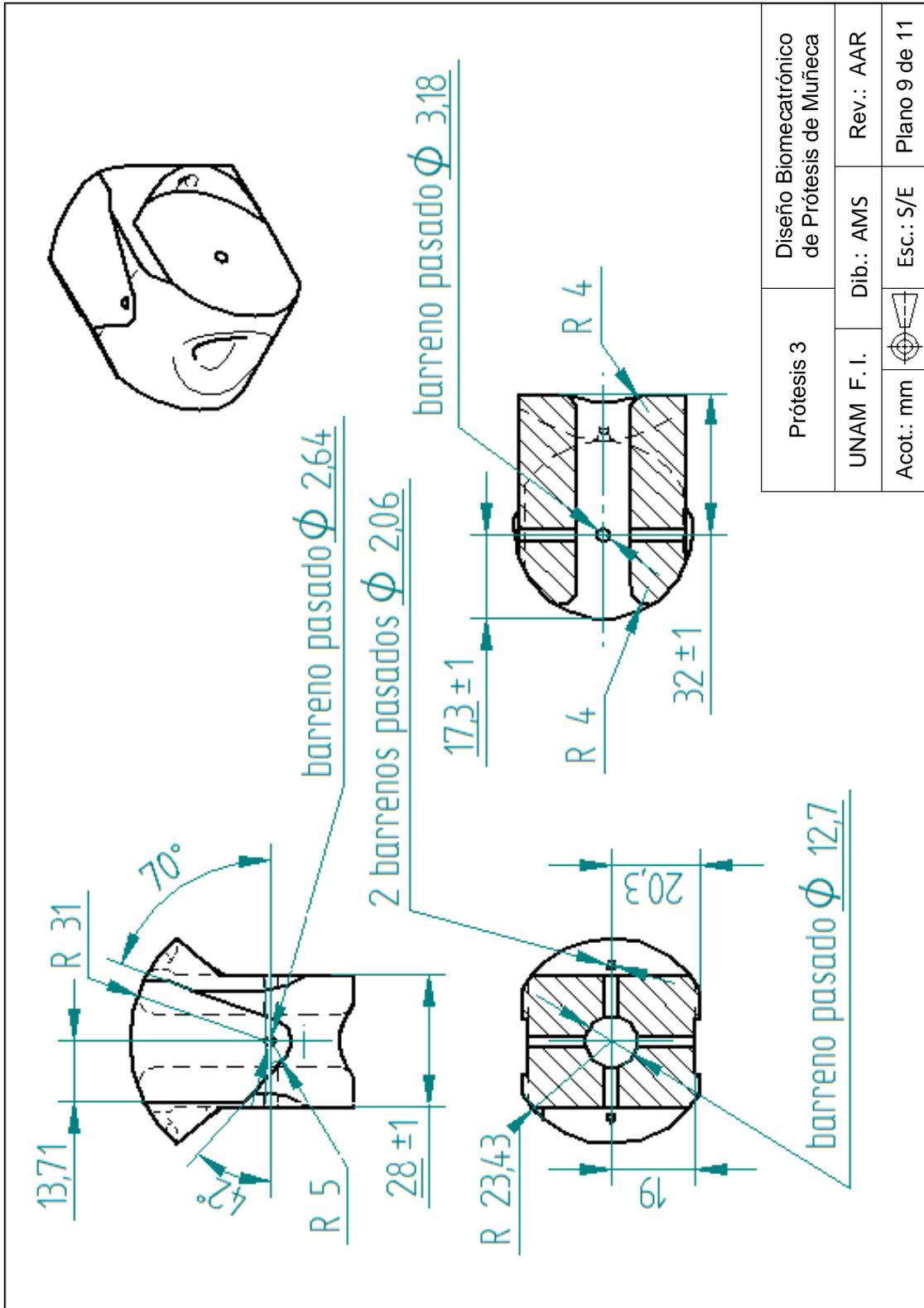






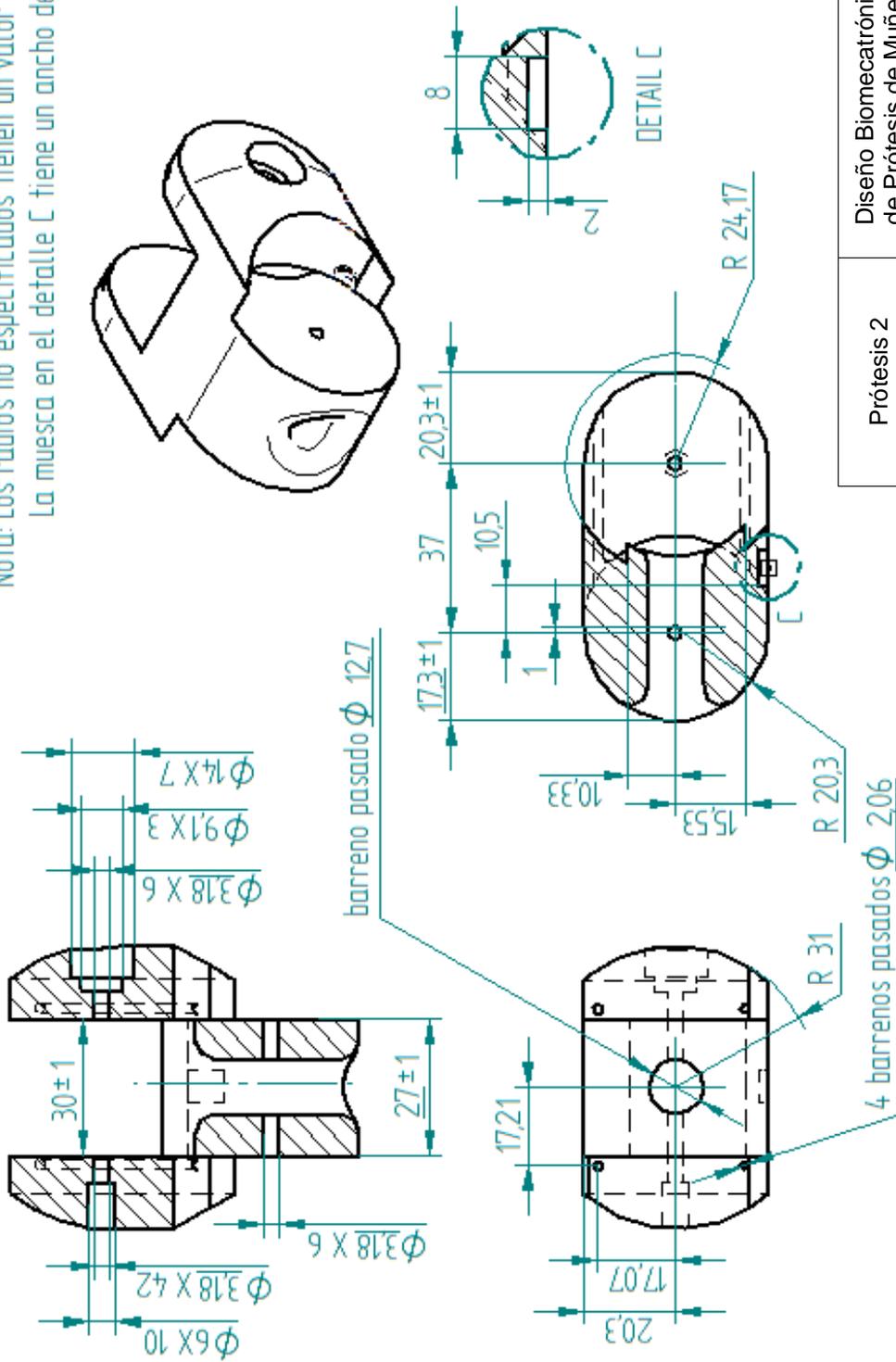


Prótesis 4	Diseño Biomecánico de Prótesis de Muñeca	
UNAM F. I.	Dib.: AMS	Rev.: AAR
Acot.: mm	Esc.: S/E	Plano 8 de 11

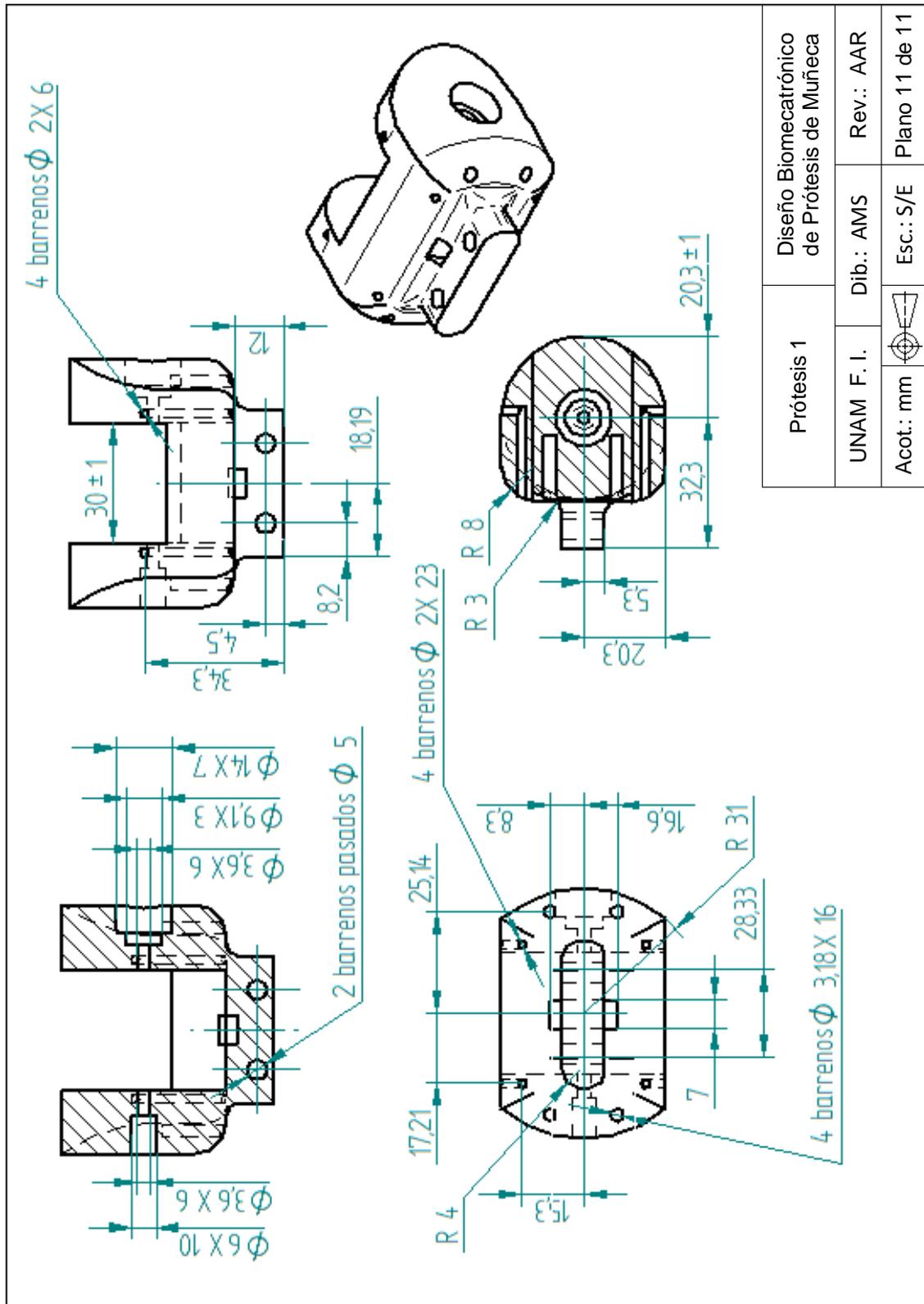


Prótesis 3	Diseño Biomecánico de Prótesis de Muñeca	
UNAM F. I.	Dib.: AMS	Rev.: AAR
Acot.: mm	Esc.: S/E	Plano 9 de 11

Nota: Los radios no especificados tienen un valor de 4
La muesca en el detalle C tiene un ancho de 7



Prótesis 2	Diseño Biomecatrónico de Prótesis de Muñeca	
UNAM F. I.	Dib.: AMS	Rev.: AAR
Acot.: mm	Esc.: S/E	Plano 10 de 11





ANEXO

B

TIPOS DE ARTICULACIONES



SISTEMA OSTEOMUSCULAR

Los movimientos que experimenta el cuerpo humano se explican gracias a las leyes de la mecánica, así cada uno de los elementos que intervienen en el movimiento de cada una de las partes del cuerpo como son los huesos, las articulaciones, los músculos, los ligamentos o los tendones tiene su equivalente mecánico artificial, esta relación se puede apreciar en la Tabla B.1.

Tabla B.1 Equivalentes mecánicos en el cuerpo humano [1]

COMPONENTE DEL CUERPO HUMANO	COMPONENTE MECÁNICO EQUIVALENTE
Hueso	Brazo de Palanca
Articulación	Bisagra
Músculo	Motor
Tendón	Cable
Ligamento	Refuerzos

De esta forma los huesos desarrollan una función similar a la de un brazo de palanca, los músculos tienen como función el generar la energía para mover las articulaciones a través de los huesos, los tendones se encargan de transmitir la fuerza generada por los músculos hacia las articulaciones, las articulaciones en el cuerpo humano se encargan de definir el tipo de movimiento que tendrá una articulación y los ligamentos tienen la función de sujetar los huesos para que durante el funcionamiento de una articulación, estos no se salgan de su lugar.

El funcionamiento de una articulación se puede estudiar mecánicamente como el movimiento de un brazo de palanca. Los tres elementos que componen a una palanca son el punto de apoyo o fulcro, el punto donde se aplica la potencia y el punto donde se presenta la resistencia a vencer. El segmento que se encuentra entre el fulcro y donde se aplica la potencia, se conoce como brazo de potencia y el segmento entre el fulcro y donde se encuentra la resistencia se conoce como brazo de resistencia.

Dependiendo el lugar donde se encuentre cada uno de estos tres puntos, las palancas se pueden clasificar en 3 grupos:

A) Palanca Interfija

En este tipo de palancas el fulcro se encuentra entre el punto donde se aplica la potencia y donde se presenta la resistencia. Este tipo de palancas pueden realizar grandes desplazamientos o pueden vencer resistencias elevadas, eso depende de la posición del fulcro. Un ejemplo de este tipo de palanca en el cuerpo humano se encuentra en la articulación que tiene la función de inclinar la cabeza hacia adelante o hacia atrás (articulación occipitoatloidea). En la Figura B.1 se puede ver un ejemplo de este tipo de palanca.

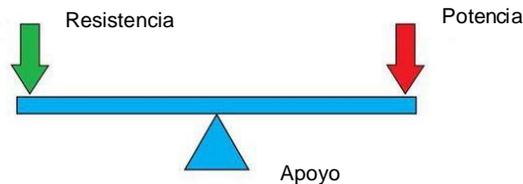


Figura B.1 Configuración de una palanca interfija [2]

B) Palanca Interresistente

El fulcro o punto de apoyo se encuentra en un extremo y la resistencia entre el fulcro y el punto donde se aplica la potencia como se puede apreciar en la Figura B.2. Es útil cuando el valor de la resistencia es muy grande. En el cuerpo humano se emplean en articulaciones que realizan un gran esfuerzo con un desplazamiento pequeño, como por ejemplo el ponerse de puntitas, la acción es realizada por los músculos gemelos los cuales son muy potentes.

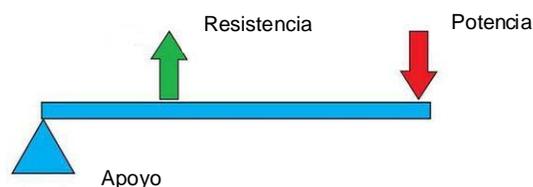


Figura B.2 Configuración de una palanca interresistente [2]

C) Palanca Interpotente

El punto fijo se encuentra en un extremo y en el otro extremo se encuentra la resistencia a vencer, la aplicación de la potencia se encuentra en un punto intermedio, como se puede apreciar en la Figura B.3. Esta palanca es útil para realizar desplazamientos grandes, este tipo de palanca se encuentra en la articulación del codo.

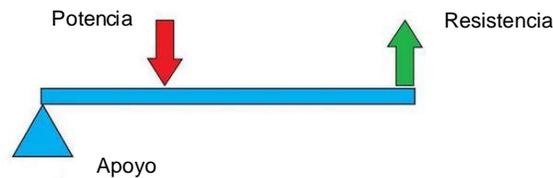


Figura B.3 Configuración de una palanca interpotente [2]

ARTICULACIONES EN EL CUERPO HUMANO

Una articulación es la unión de dos elementos en los cuales se presenta un movimiento limitado. Las articulaciones se pueden clasificar en dos grupos principales según su movilidad, a continuación se presenta esta clasificación.

1) Sinartrosis

Son articulaciones con poca movilidad. Cuando la unión entre los dos elementos son fibras de tejido conjuntivo denso se conoce como sindesmosis, cuando el tejido es cartilaginoso se denomina sincondrosis. En las siguientes 2 Figuras se presentan ejemplos sobre este tipo de articulación.

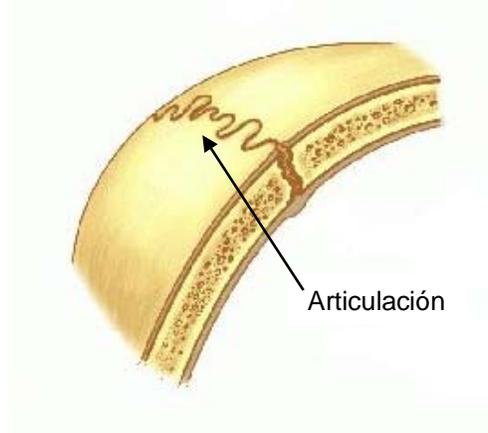


Figura B.4 Articulación de tipo sindesmosis [3]

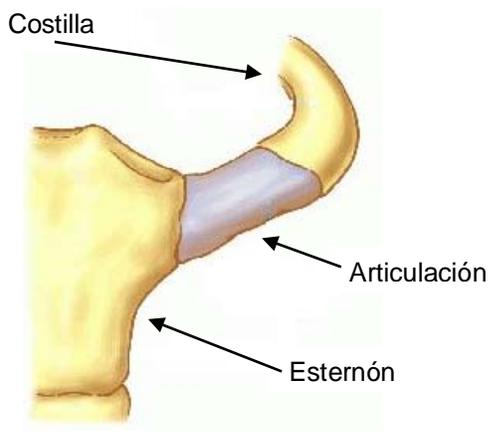


Figura B.5 Articulación de tipo sincondrosis[3]

2) Diartrosis

Son articulaciones con mayor movimiento. La mayoría de estas articulaciones están compuestas por la cápsula articular, ligamentos, tendones, músculos y discos interarticulares. Los bordes de los hueso que forman la articulación están recubiertos de cartílago, la cápsula articular se encuentra entre los extremos recubiertos por cartílago y en su interior se encuentra el líquido sinovial cuya función es la de lubricar las articulaciones y nutrir al cartílago.

Las articulaciones de tipo diartrosis según su rango de movimiento se clasifican en:

A) Enartrosis.- Compuesto por una cavidad esférica donde encaja una superficie esférica. Este tipo de articulación presenta la mayor movilidad, cuenta con 3 grados de libertad, puede moverse hacia dos orientaciones diferentes además de que puede rotar sobre su propio eje. Se presentan en las articulaciones de hombro y cadera.



Figura B.6 Enartrosis [4]

B) Condiloartrosis.- Formada por una superficie cóncava que embona con una superficie ovoide, permite una movilidad de 2 grados de libertad (ejes del diámetro mayor y del diámetro menor del ovoide). Cuando el eje del movimiento es el eje mayor se tiene buena movilidad y en el eje menor la movilidad no es mucha. Un ejemplo es la articulación de la muñeca donde se tiene buena movilidad en el movimiento de flexoextensión y poca movilidad en el movimiento de abducción-aducción.



Figura B.7 Condiloartrosis [4]

C) Trocleoartrosis.- Esta articulación permite solamente un grado de libertad, un ejemplo de este tipo de articulaciones se pueden encontrar en el codo el cual sólo permite movimiento de flexoextensión.



Figura B.8 Trocleoartrosis [4]

D) Silla de Montar.- Los huesos que conforman esta articulación presentan una doble curvatura en forma de silla de montar. Permite 2 movimientos perpendiculares entre sí.



Figura B.9 Silla de Montar [4]

E) Trocoide.- Su movimiento consiste en la articulación de un hueso sobre sí mismo. El hueso que gira tiene forma cilíndrica y se encuentra relacionado a otro hueso que contiene una concavidad y se encuentra unido a este último por medio de ligamento. Un ejemplo de esta articulación es la que forman el cúbito y el radio que permite el movimiento de pronosupinación.



Figura B.10 Trocoide [4]

F) Anfiartrosis.- Esta articulación, a diferencia de las anteriores no contiene cápsula sinovial. Está presente entre las vértebras que forman la columna vertebral. Esta articulación permite que una vértebra gire sobre su propio eje con respecto a otra vértebra. El movimiento es limitado sin embargo las vértebras en su conjunto permiten un mayor grado de movimiento.



Figura B.11 Anfiartrosis [4]

Escuredo [1] propone esta clasificación para las articulaciones, mientras que Jacob [5] propone 3 clasificaciones, donde el tercer grupo lo forman las articulaciones de tipo Anfiartrosis que está compuesto por las sínfisis que son articulaciones donde los huesos están unidos por un disco de fibrocartílago como en el pubis y por las sindesmosis que son articulaciones unidas por ligamentos como el radio y el cubito.



ANEXO

C

ESTUDIO ANTROPOMÉTRICO



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO		
FACULTAD DE INGENIERÍA		
PROYECTO: DISEÑO BIOMECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA		
CÉDULA ANTROPOMÉTRICA		
DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA		
FECHA: <u>1 de julio de 2009</u>		NUMERO DE CÉDULA: <u>1</u>
NOMBRE: <u>Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair</u>		
DATOS DEL ENCUESTADO		
NOMBRE: <u>Adán Alberto Montes Bocanegra</u>		
EDAD: <u>23</u>		
SEXO: <u>Masculino</u>		
FECHA DE NACIMIENTO: <u>4/septiembre/1985</u>		
DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)		
MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	25
B)	Aducción	44
C)	Flexión	68
D)	Extensión	69
DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)		
MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	67.9
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	83.1
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	55.9

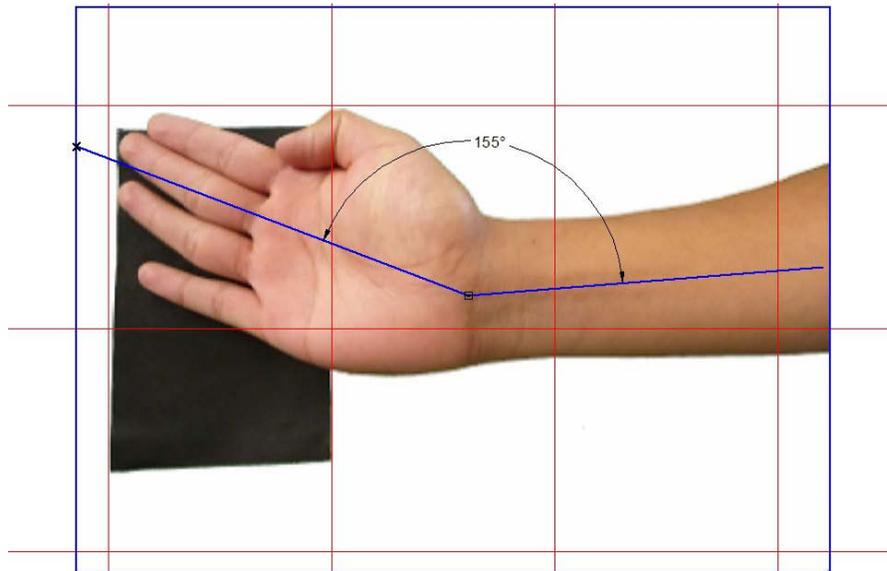


Figura A.1 Abducción individuo 1

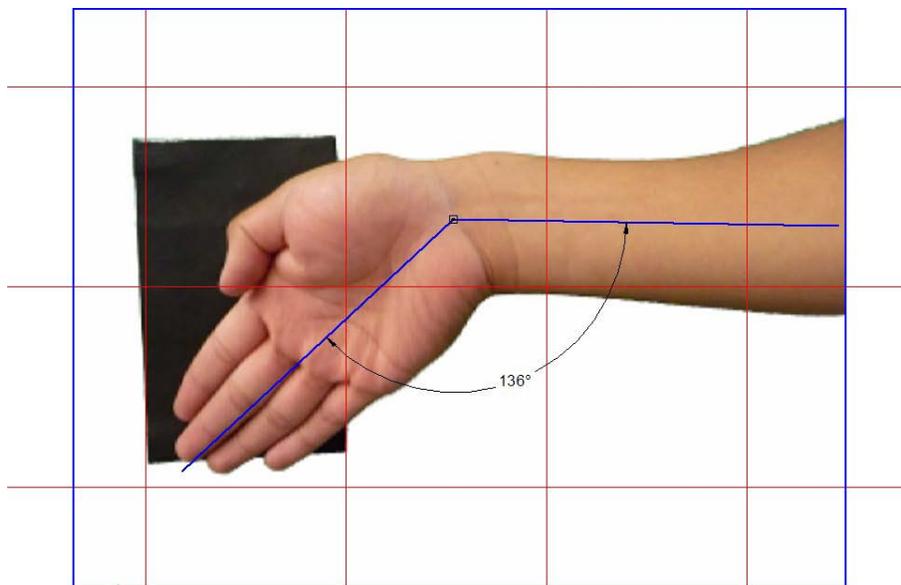


Figura A.2 Aducción individuo 1

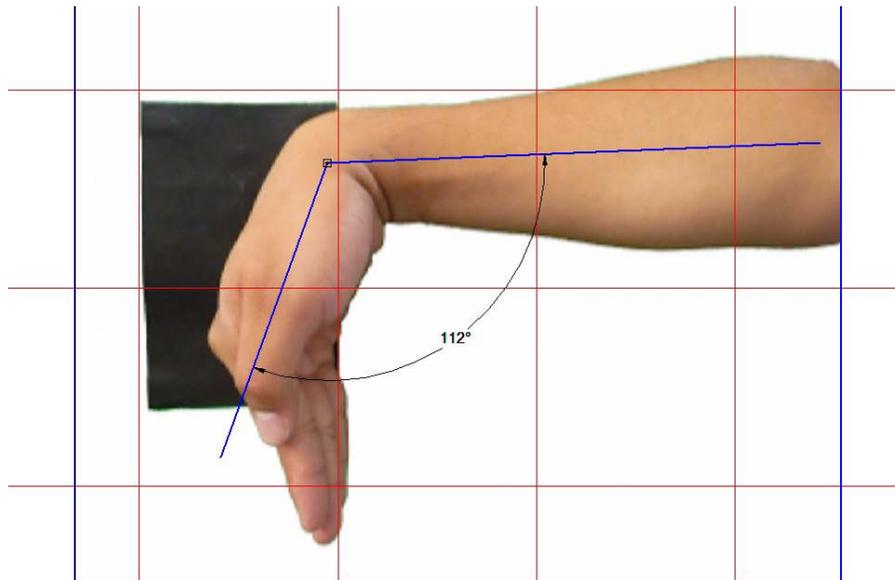


Figura A.3 Flexión individuo 1

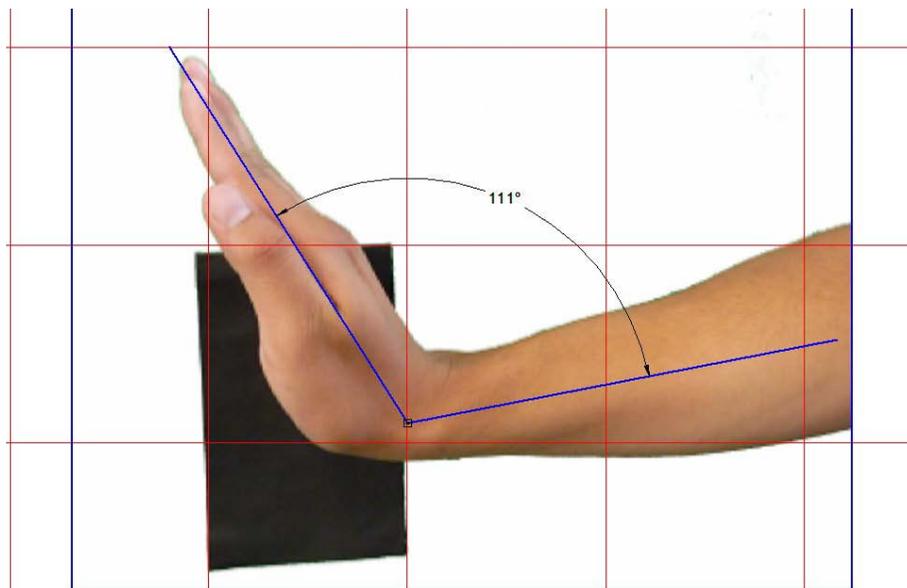


Figura A.4 Extensión individuo 1

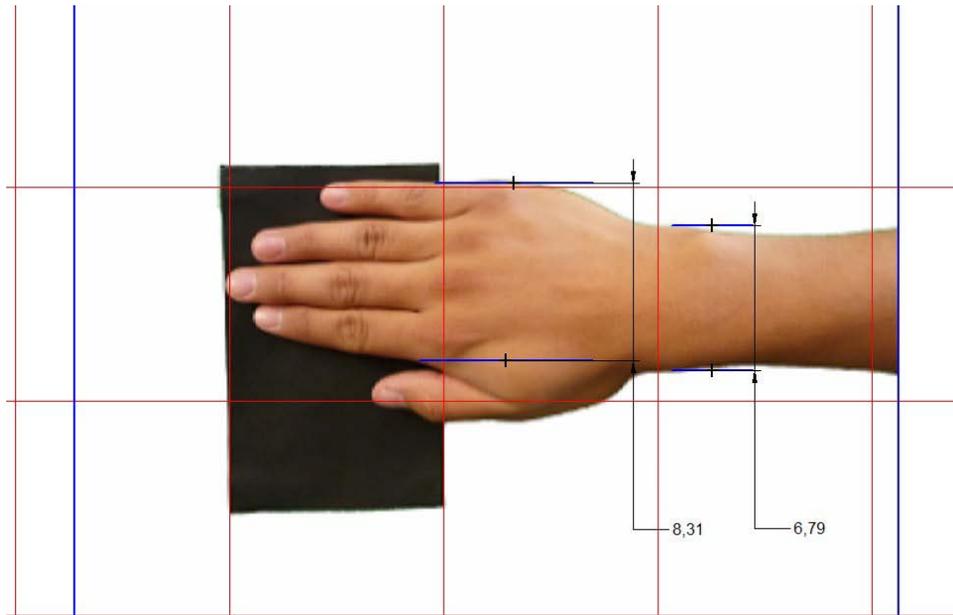


Figura A.5 Ancho de mano individuo 1

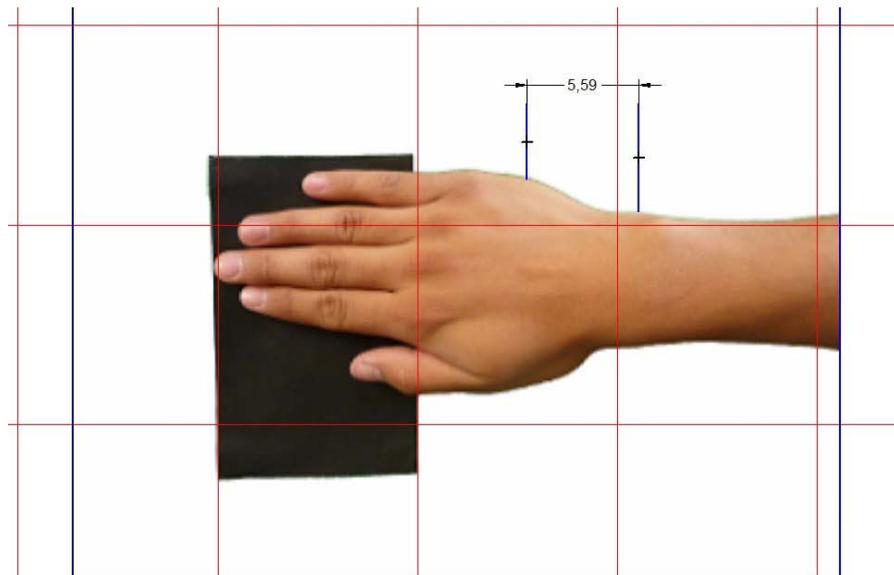


Figura A.6 Distancia en el cuerpo individuo 1

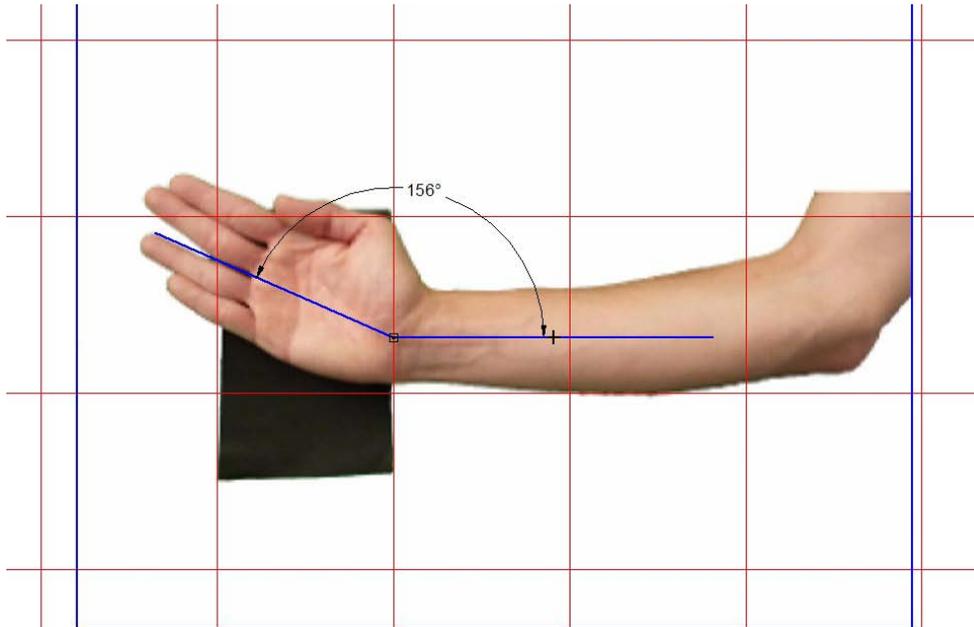


Figura A.7 Abducción individuo 2

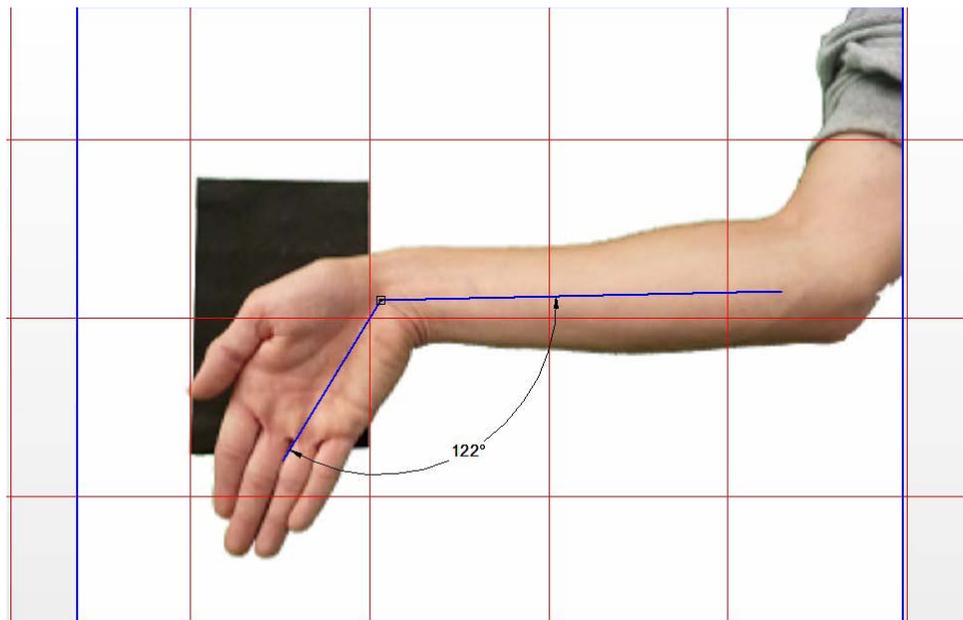


Figura A.8 Aducción individuo 2

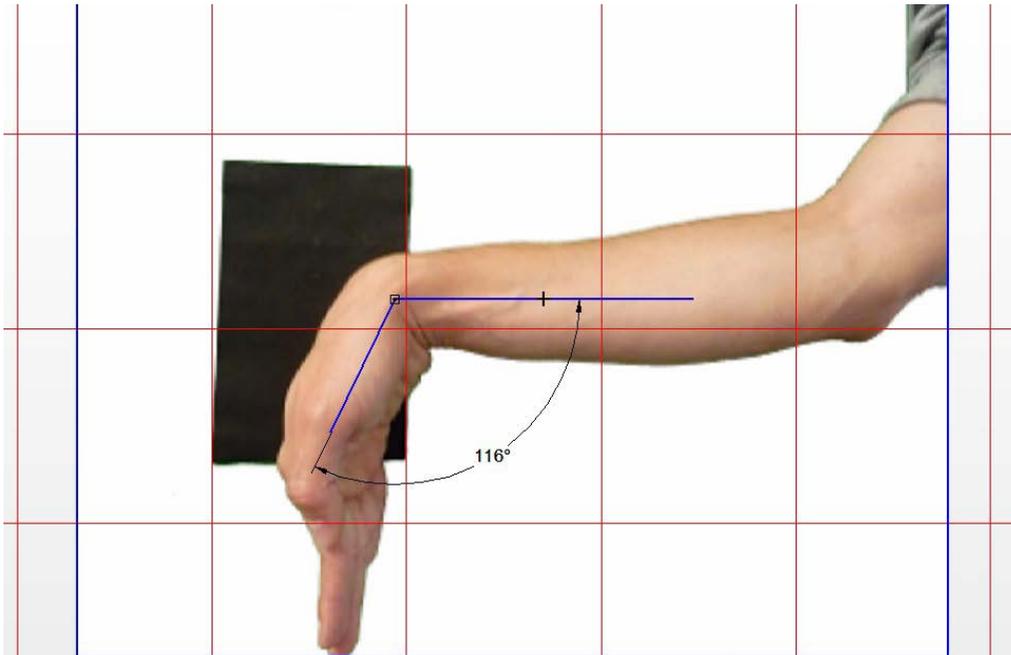


Figura A.9 Flexión individuo 2

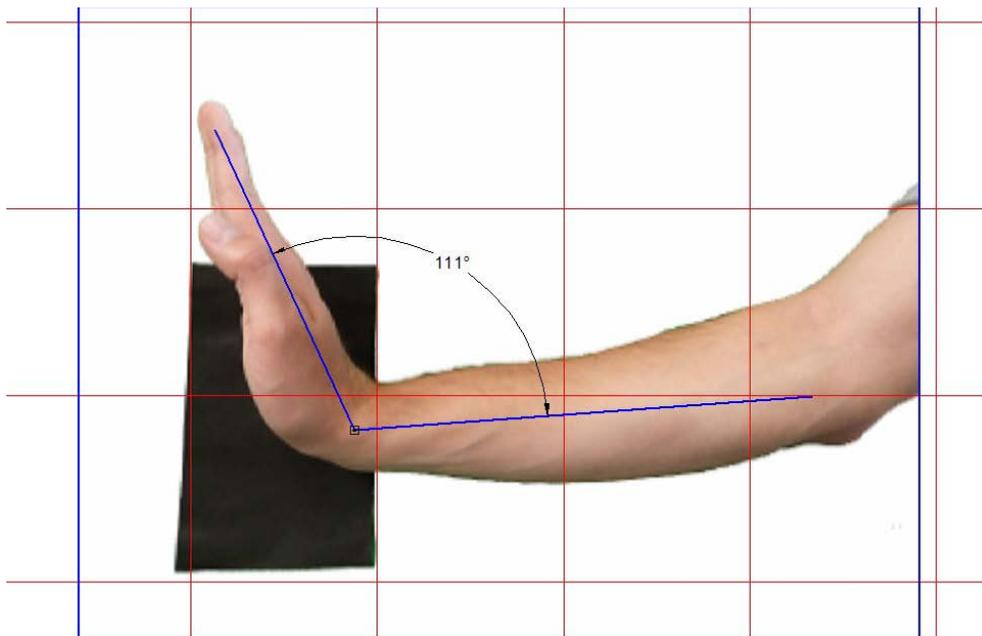


Figura A.10 Extensión individuo 2

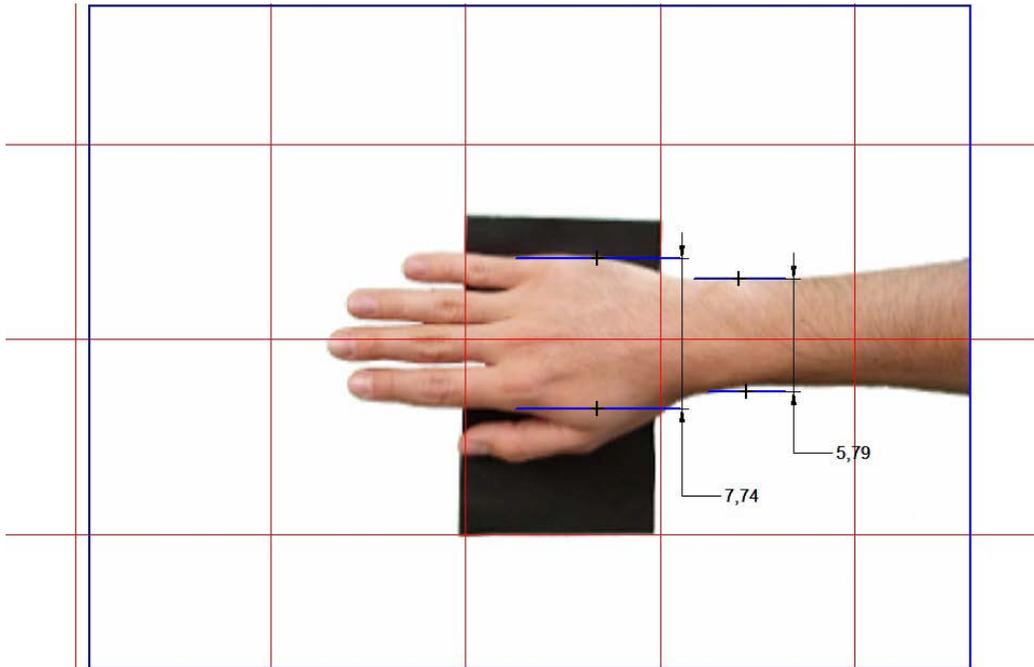


Figura A.11 Ancho de mano individuo 2

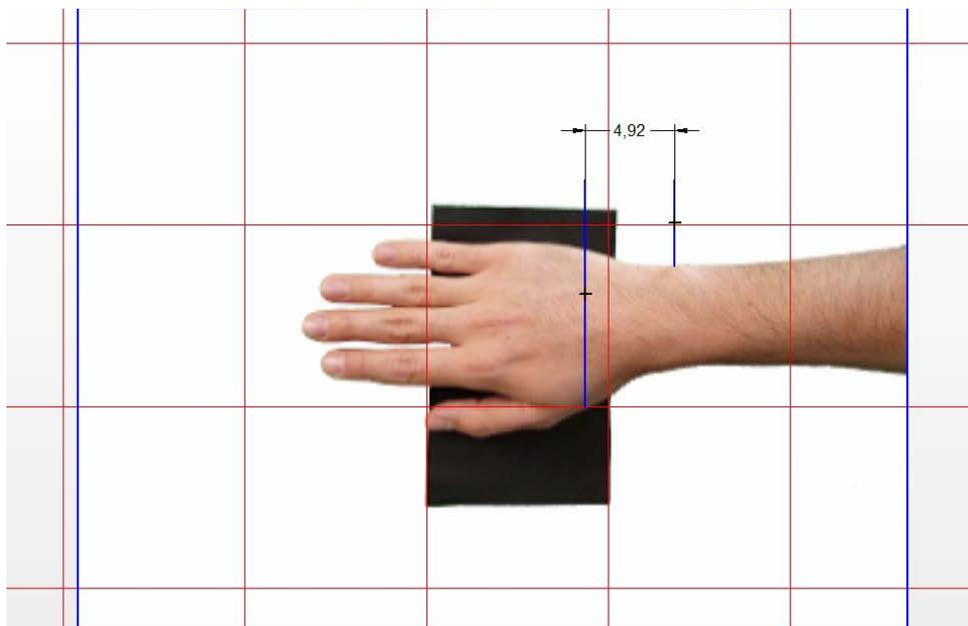


Figura A.12 Distancia en el cuerpo individuo 2



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO: DISEÑO BIOMECASTRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA

FECHA: 1 de julio de 2009

NUMERO DE CÉDULA: 3

NOMBRE: Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair

DATOS DEL ENCUESTADO

NOMBRE: Cuauhtemoc V. Luna Jimenez

EDAD: 23

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 10/agosto/1985

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	26
B)	Aducción	53
C)	Flexión	59
D)	Extensión	51

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	60.9
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	78.5
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	34.3

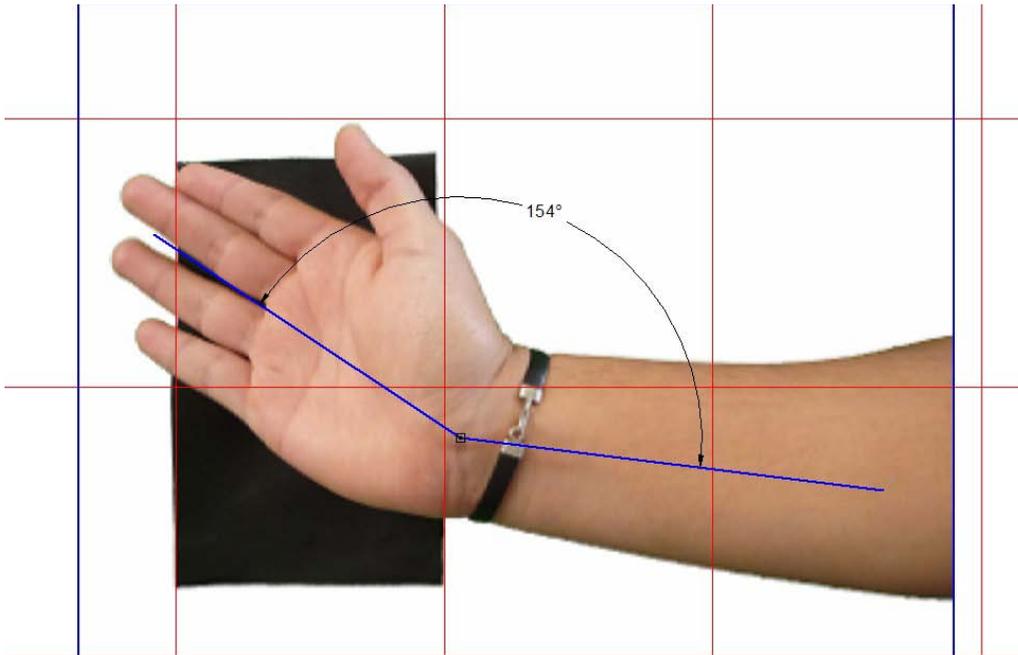


Figura A.13 Abducción individuo 3

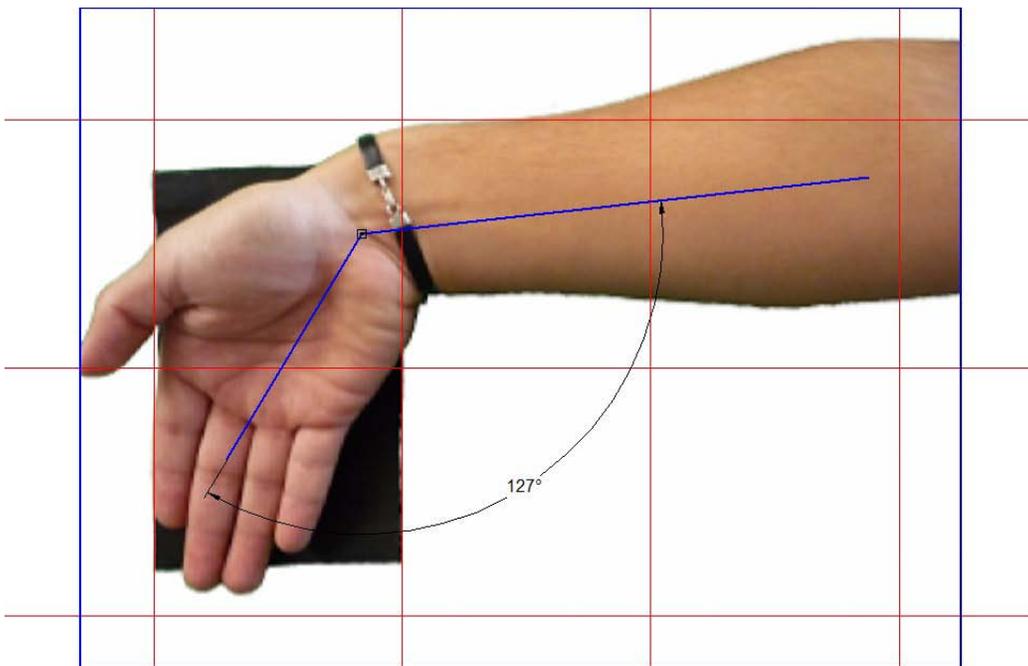


Figura A.14 Aducción individuo 3

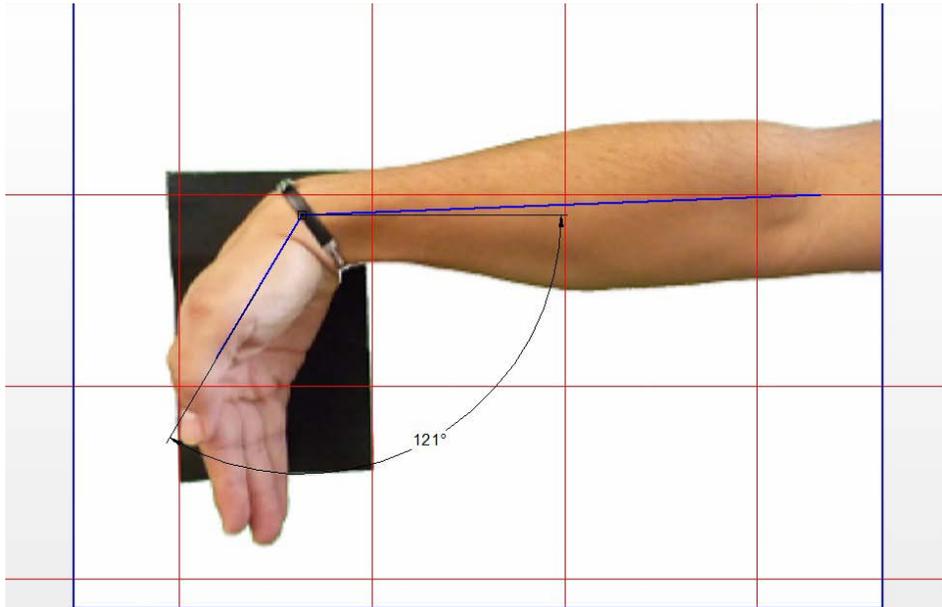


Figura A.15 Flexión individuo 3

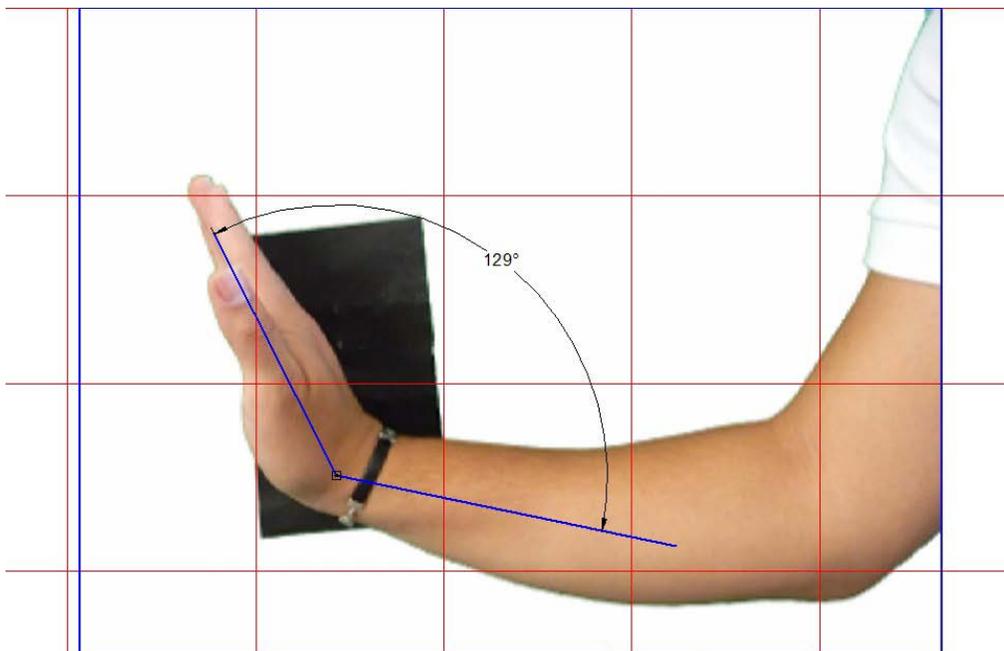


Figura A.16 Extensión individuo 3

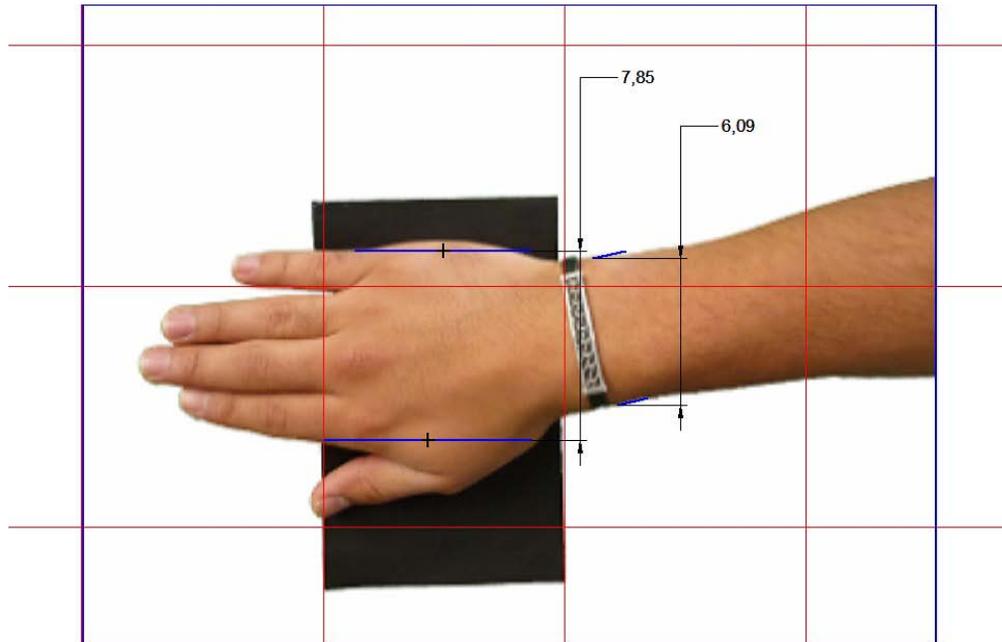


Figura A.17 Ancho de mano individuo 3

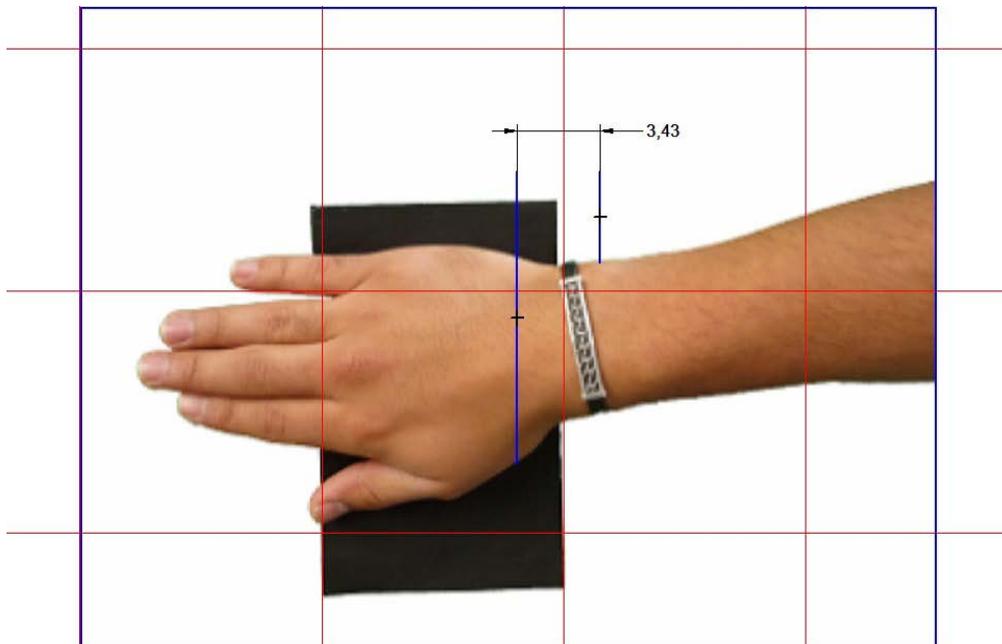


Figura A.18 Distancia en el cuerpo individuo 3

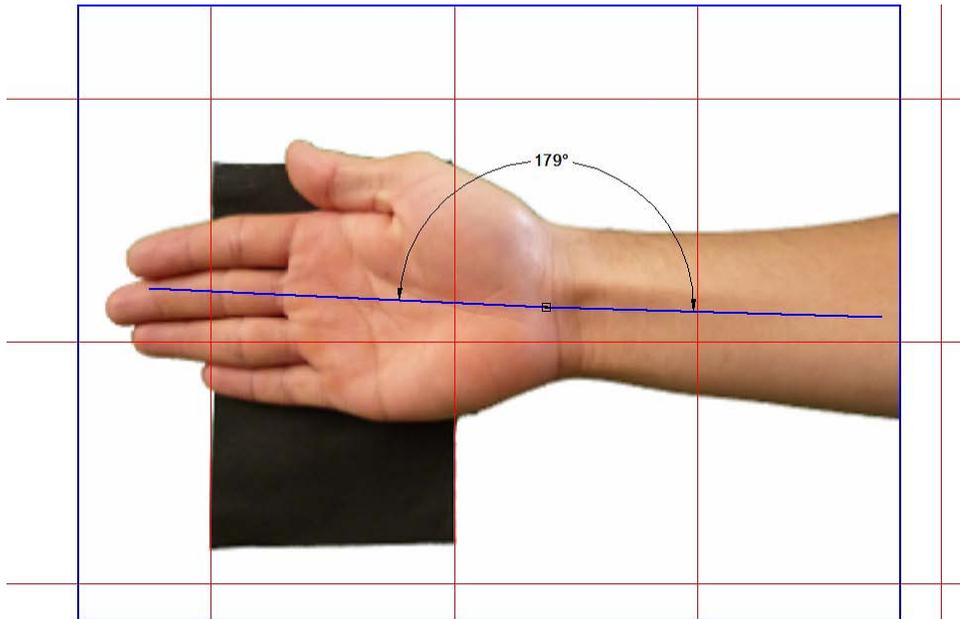


Figura A.19 Abducción individuo 4

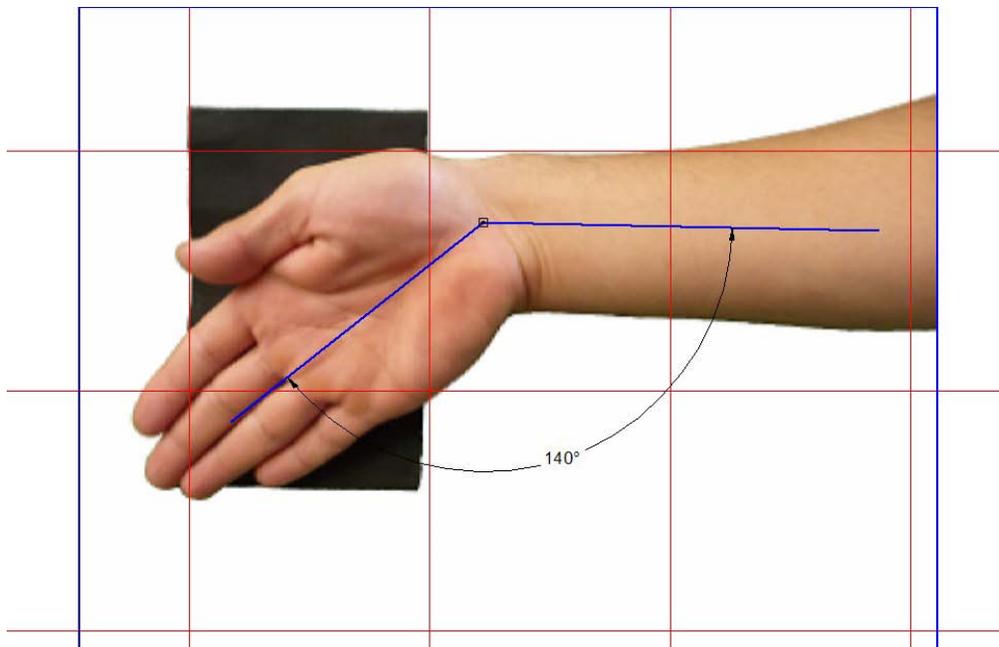


Figura A.20 Aducción individuo 4

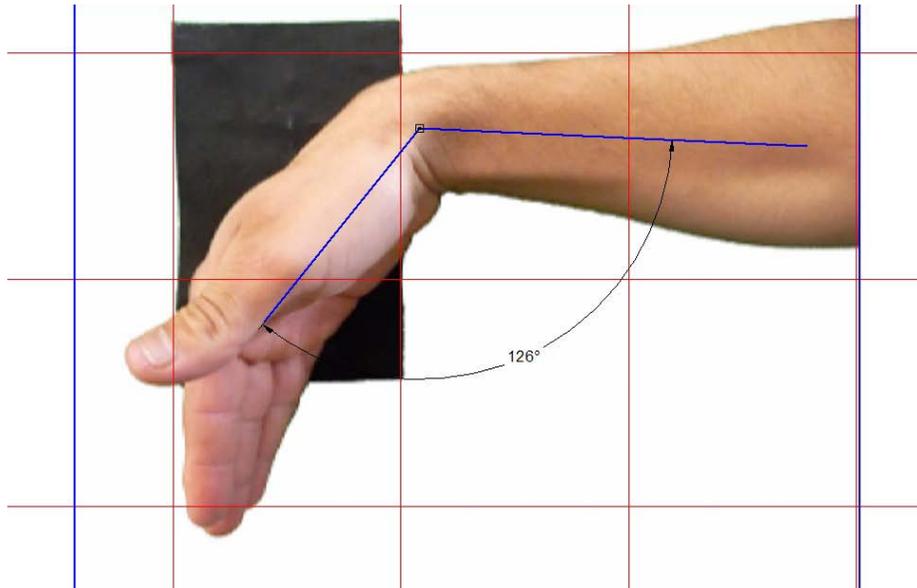


Figura A.21 Flexión individuo 4

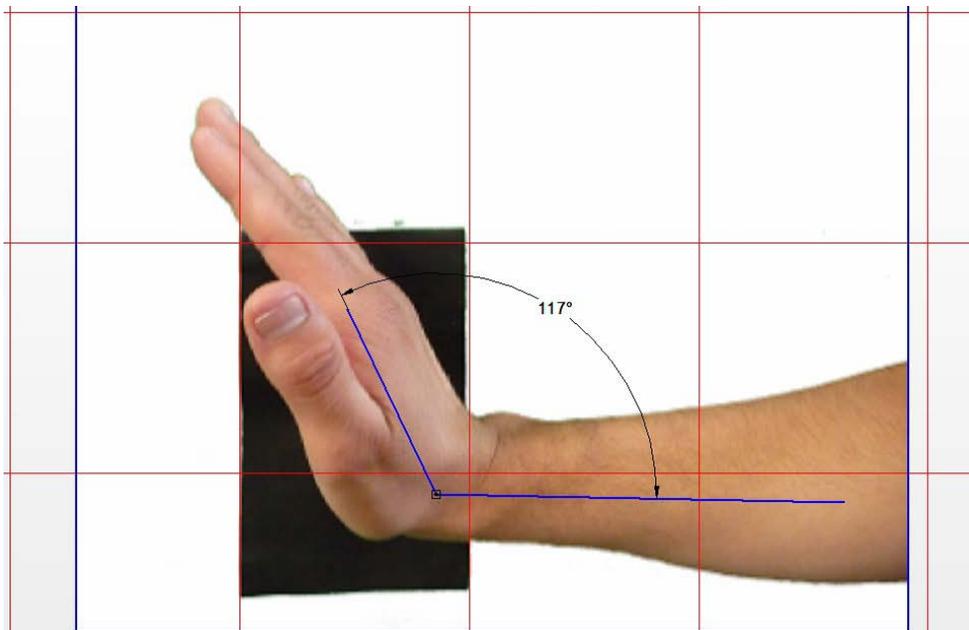


Figura A.22 Extensión individuo 4

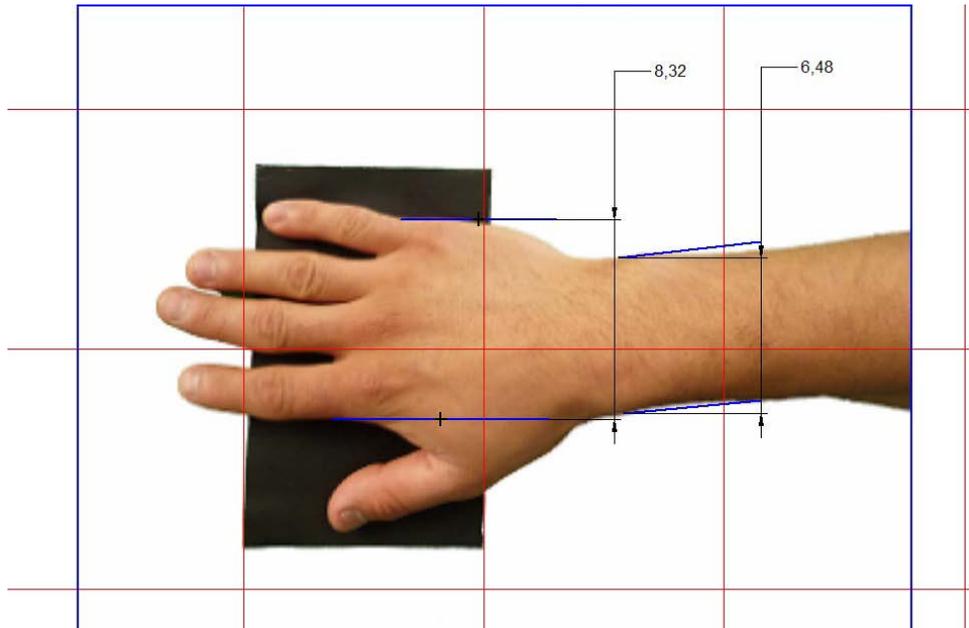


Figura A.23 Ancho de mano individuo 4

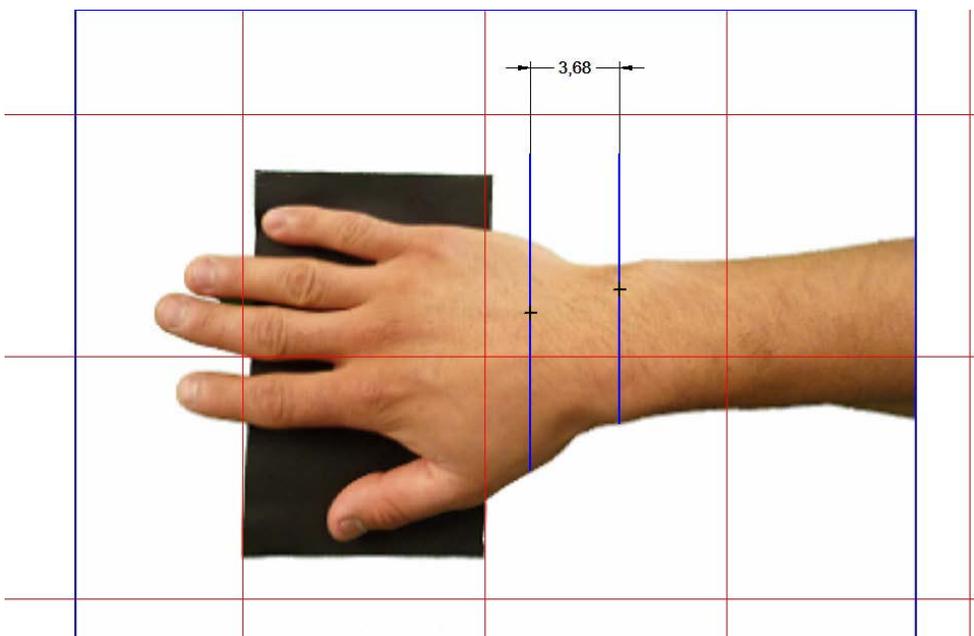


Figura A.24 Distancia en el carpo individuo 4



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO: DISEÑO BIOMECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA

FECHA: 1 de julio de 2009

NUMERO DE CÉDULA: 5

NOMBRE: Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair

DATOS DEL ENCUESTADO

NOMBRE: Emilio Sánchez Medina

EDAD: 29

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 6/octubre/1979

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	36
B)	Aducción	63
C)	Flexión	65
D)	Extensión	60

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	64.6
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	79.1
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	50.6

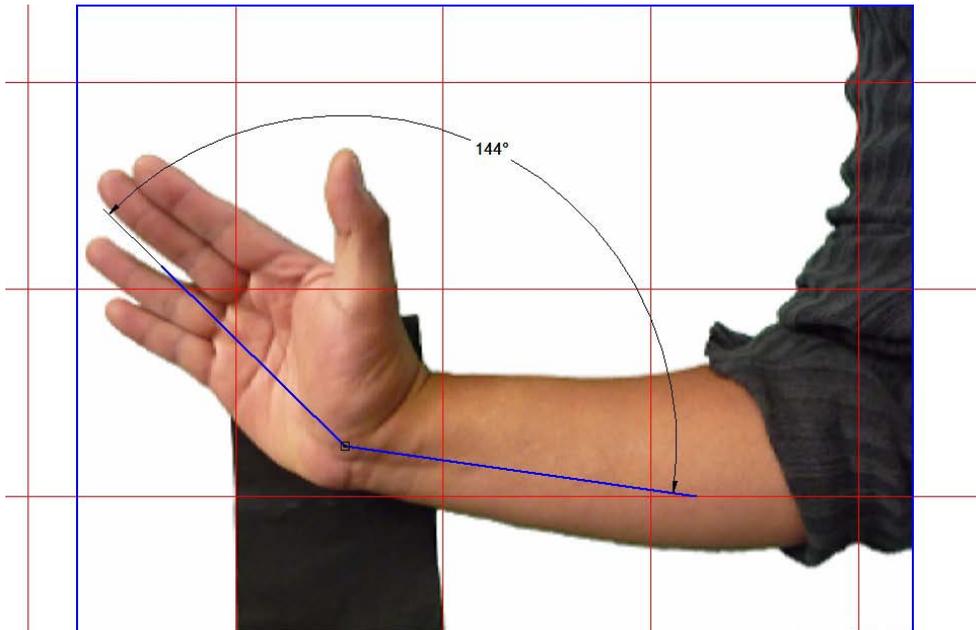


Figura A.25 Abducción individuo 5

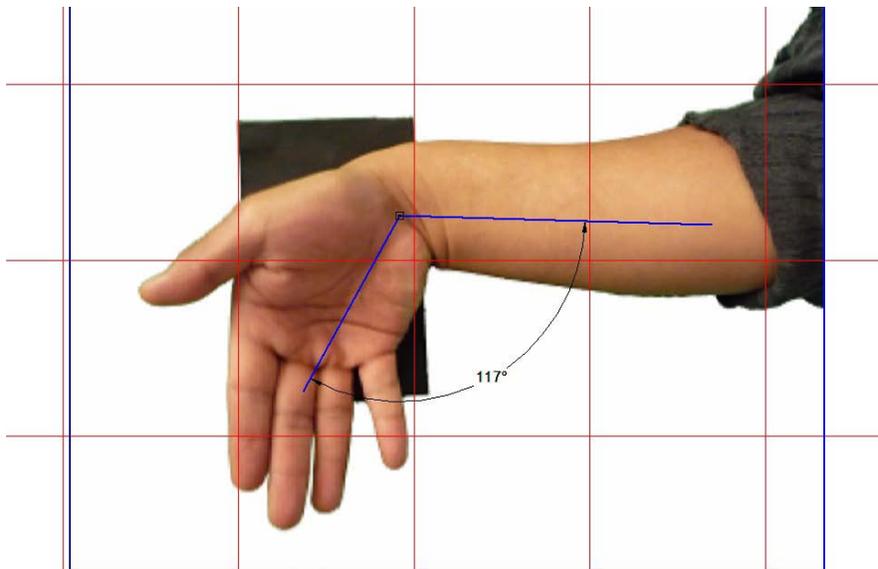


Figura A.26 Aducción individuo 5

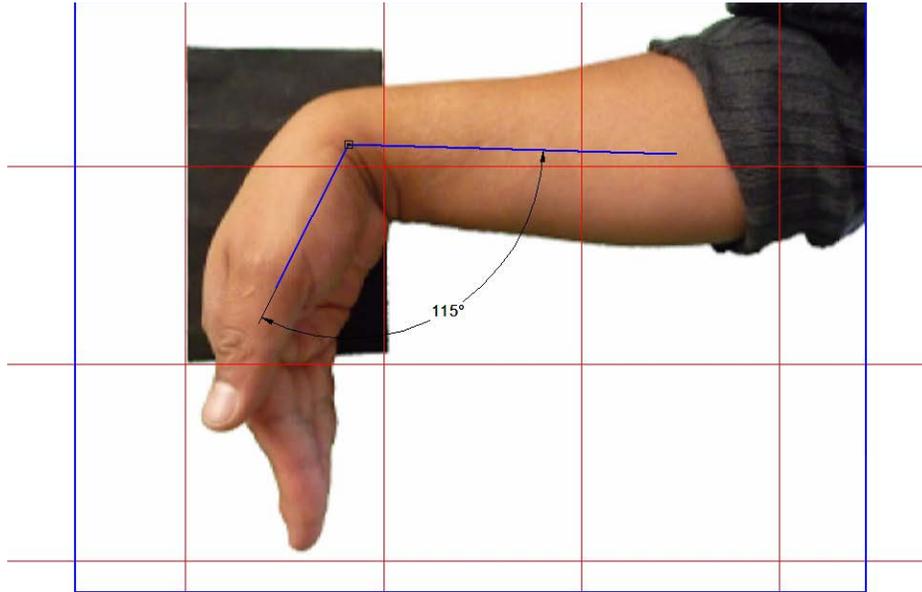


Figura A.27 Flexión individuo 5

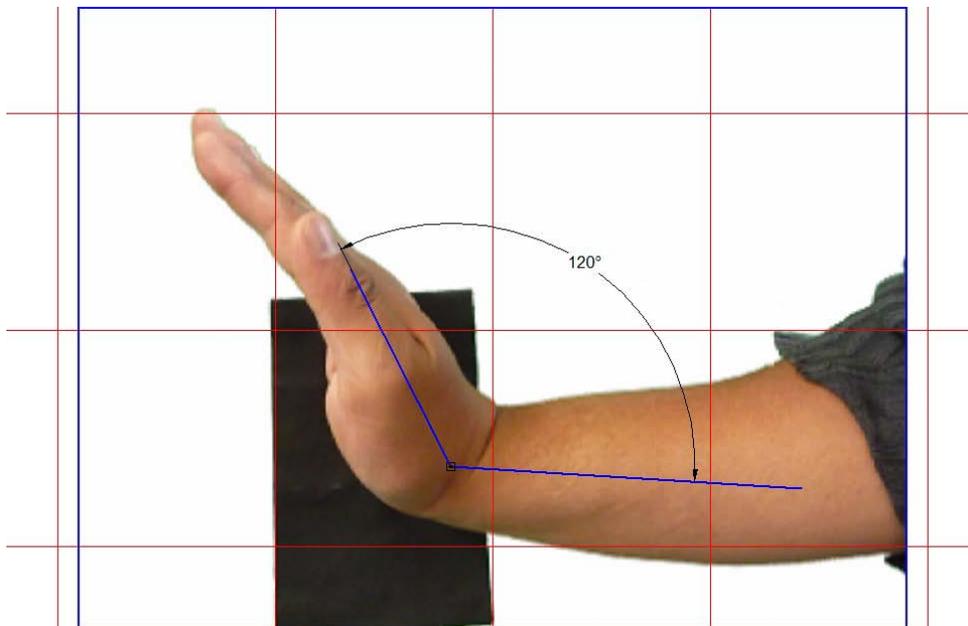


Figura A.28 Extensión individuo 5

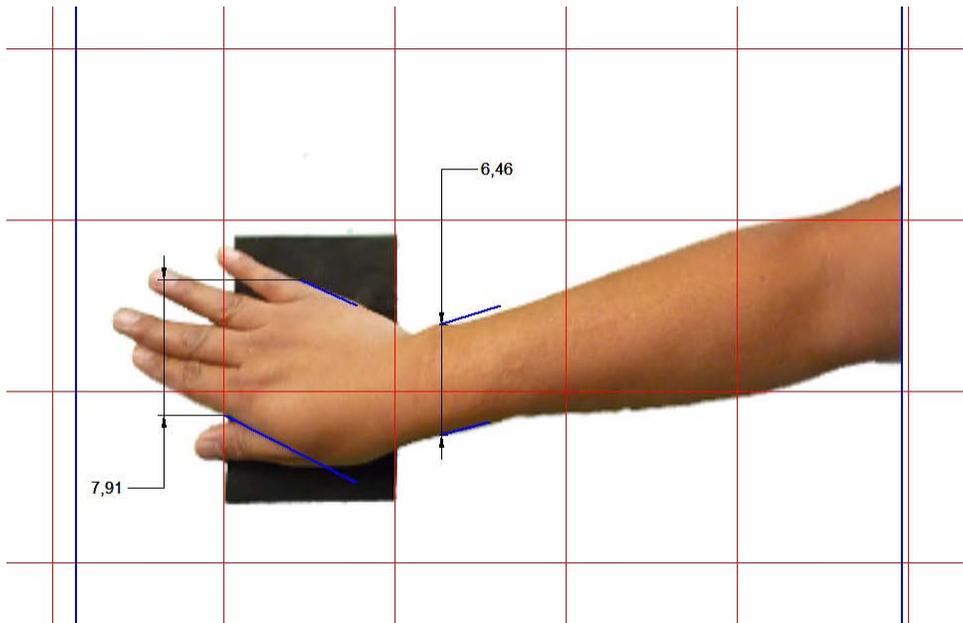


Figura A.29 Ancho de mano individuo 5

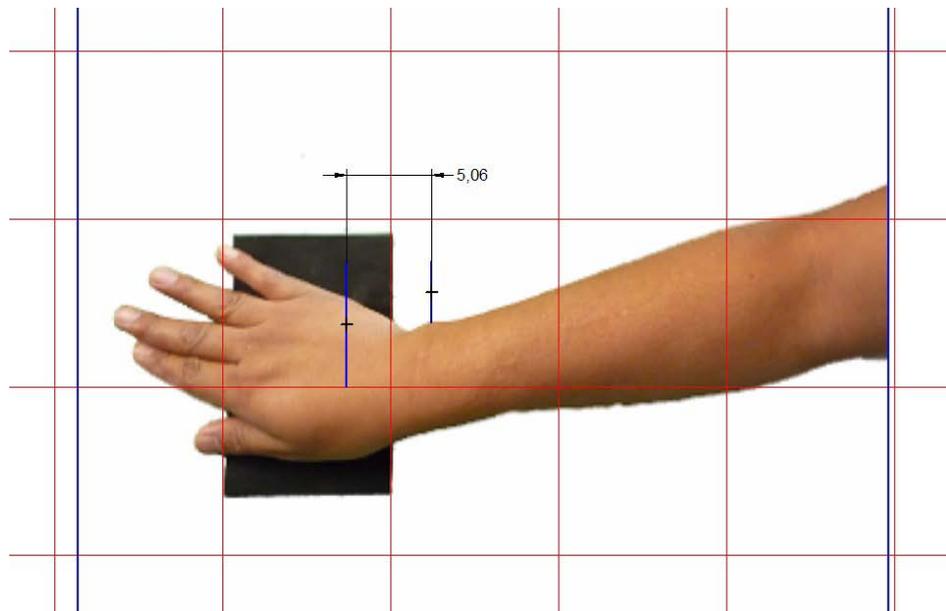


Figura A.30 Distancia en el cuerpo individuo 5



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO: DISEÑO BIOMECASTRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA

FECHA: 1 de julio de 2009

NUMERO DE CÉDULA: 6

NOMBRE: Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair

DATOS DEL ENCUESTADO

NOMBRE: Epifanio Vargas Alcaraz

EDAD: 30

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 6/abril/1979

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	8
B)	Aducción	17
C)	Flexión	66
D)	Extensión	74

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	63.7
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	90
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	42.9

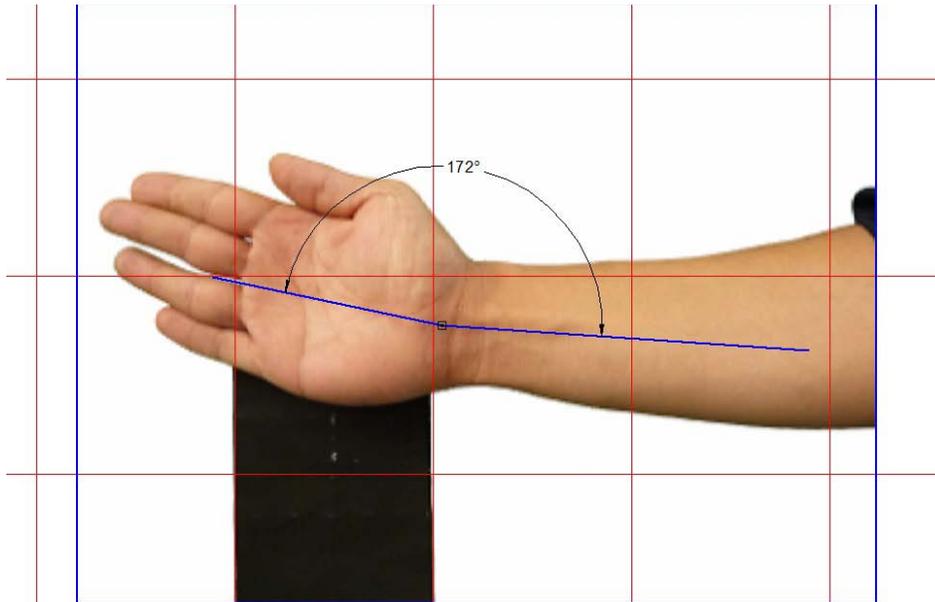


Figura A.31 Abducción individuo 6

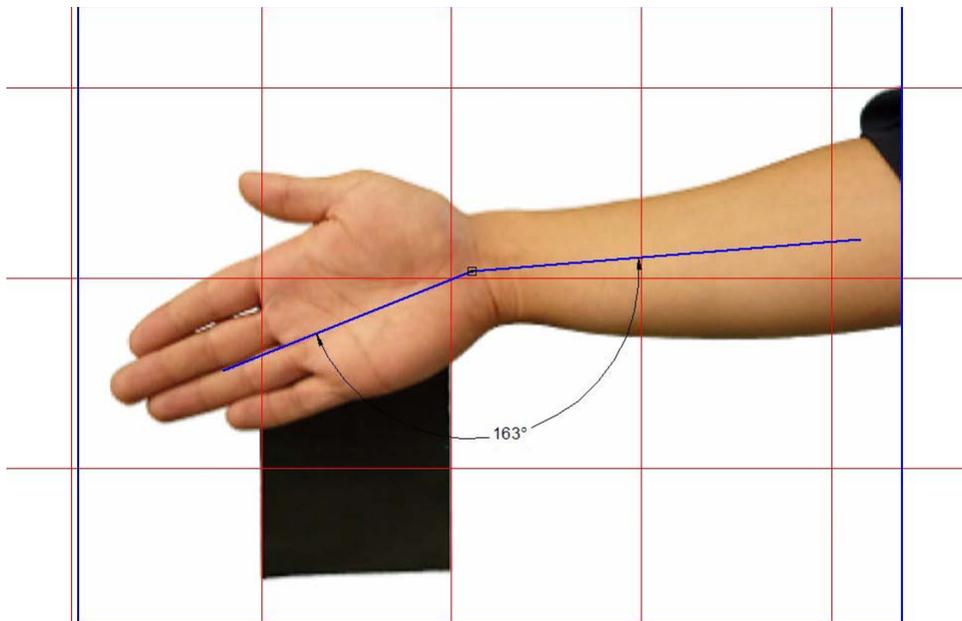


Figura A.32 Aducción individuo 6

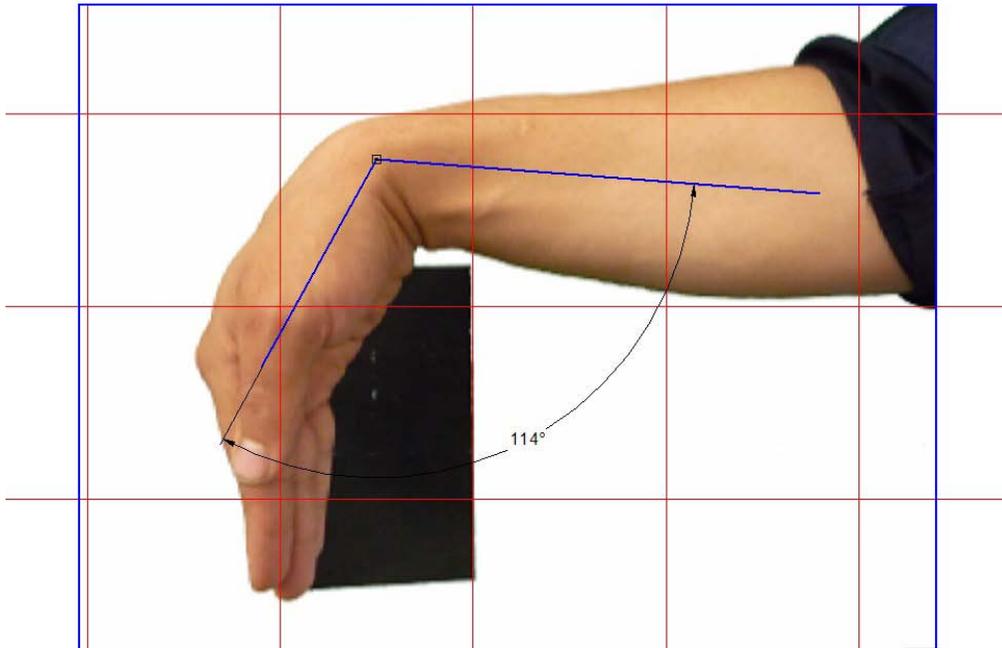


Figura A.33 Flexión individuo 6

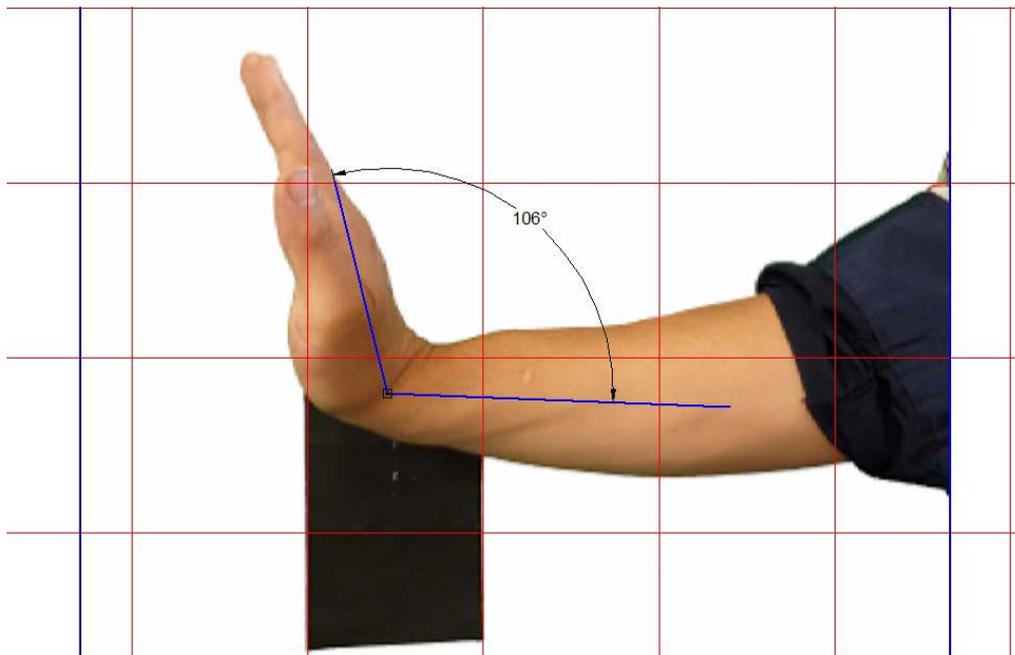


Figura A.34 Extensión individuo 6

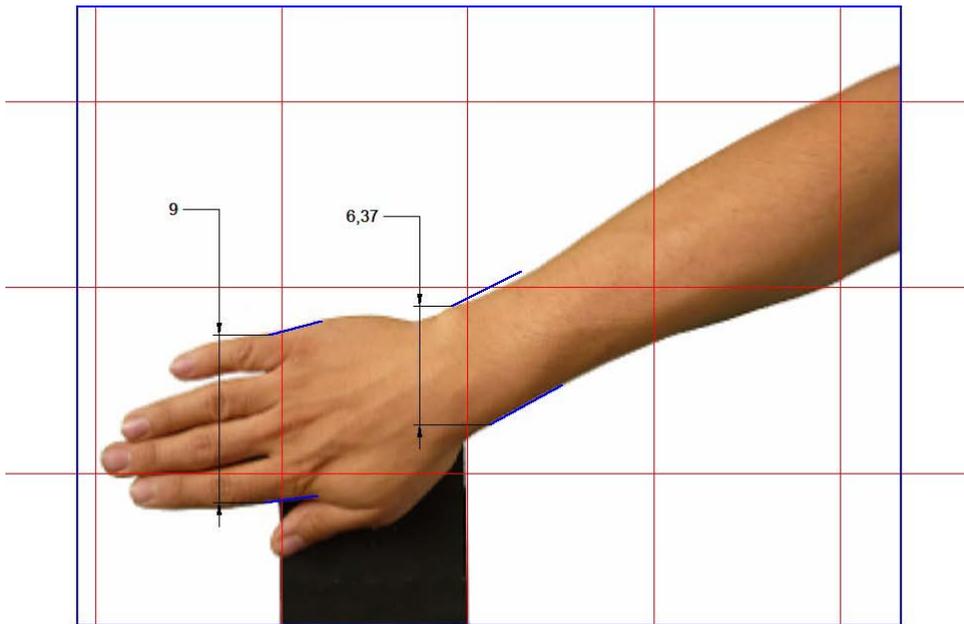


Figura A.35 Ancho de mano individuo 6

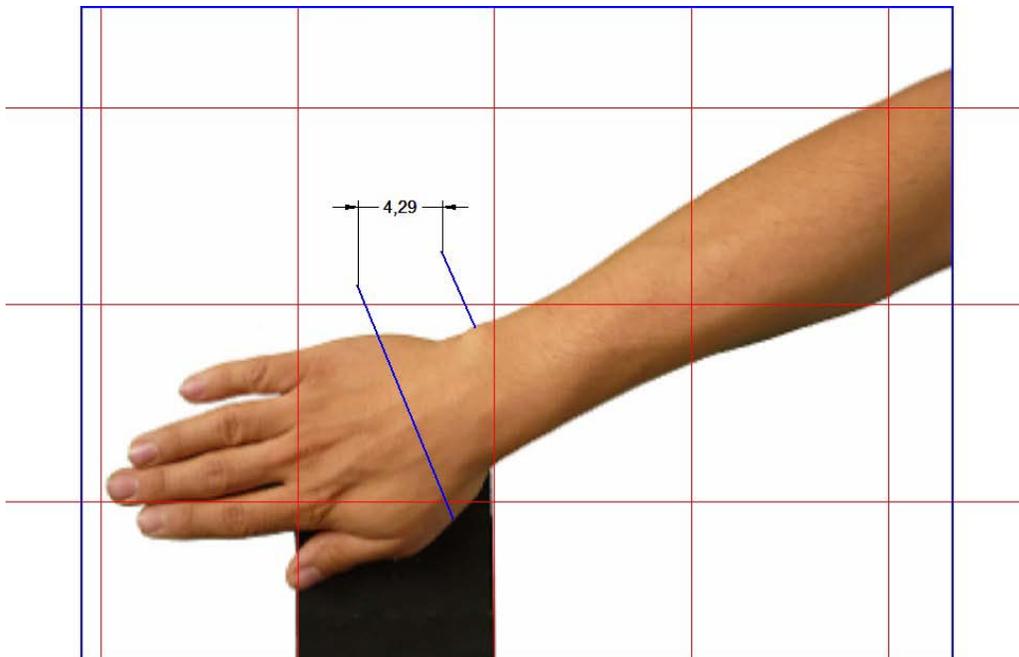


Figura A.36 Distancia en el carpo individuo 6



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO: DISEÑO BIOMEATRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA

FECHA: 1 de julio de 2009

NUMERO DE CÉDULA: 7

NOMBRE: Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair

DATOS DEL ENCUESTADO

NOMBRE: Jesús Barrera Aguilar

EDAD: 23

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 11/marzo/1988

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	8
B)	Aducción	47
C)	Flexión	54
D)	Extensión	50

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	63.5
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	78.9
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	38.1

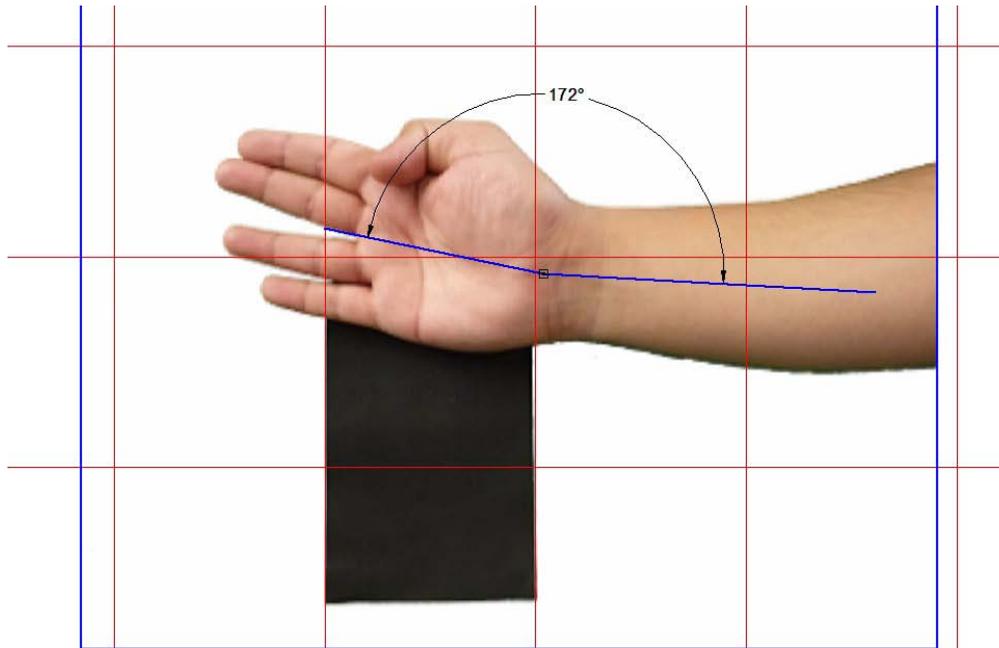


Figura A.37 Abducción individuo 7

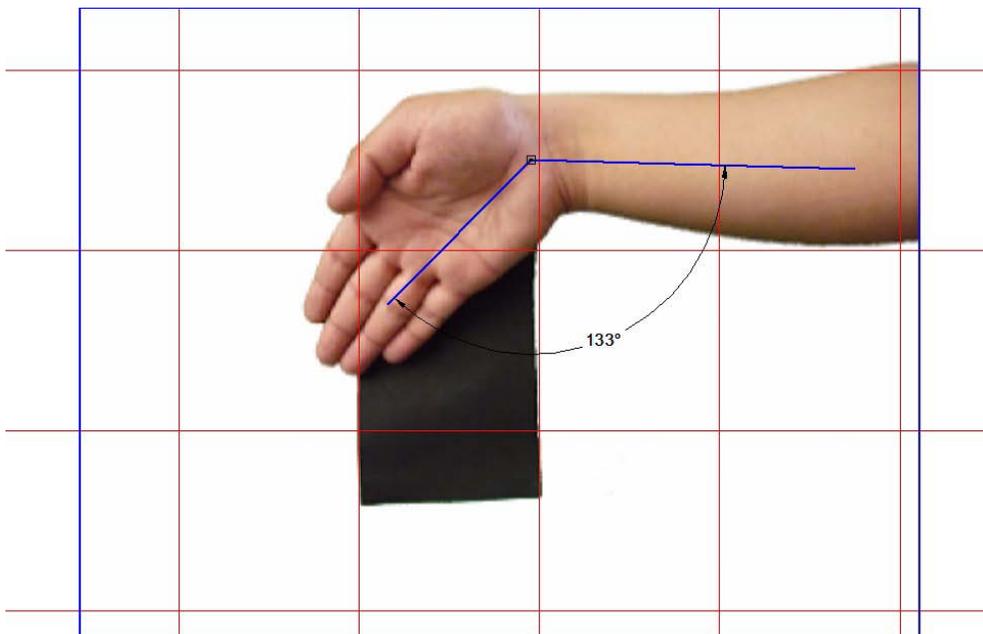


Figura A.38 Aducción individuo 7

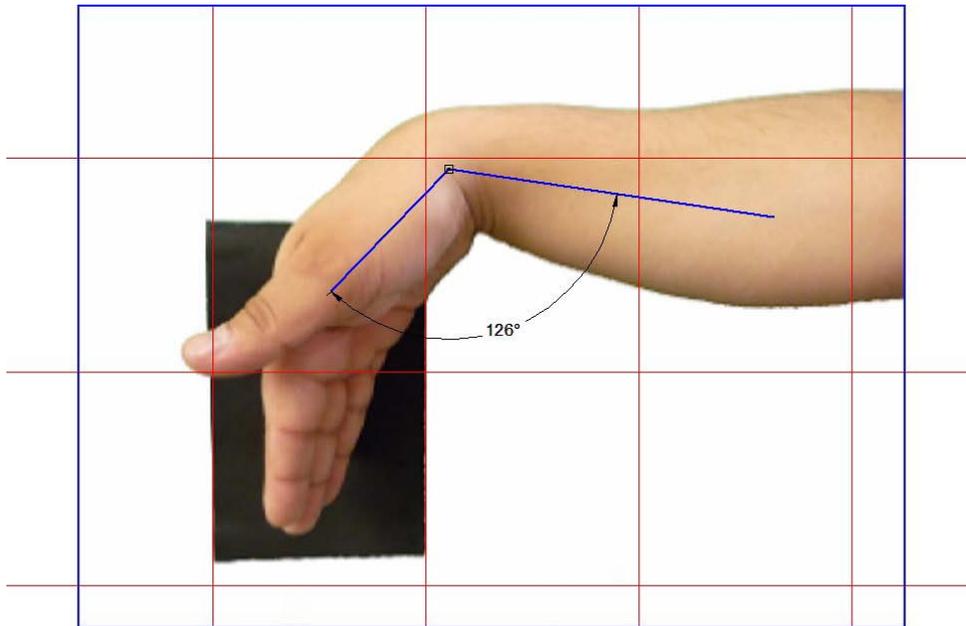


Figura A.39 Flexión individuo 7

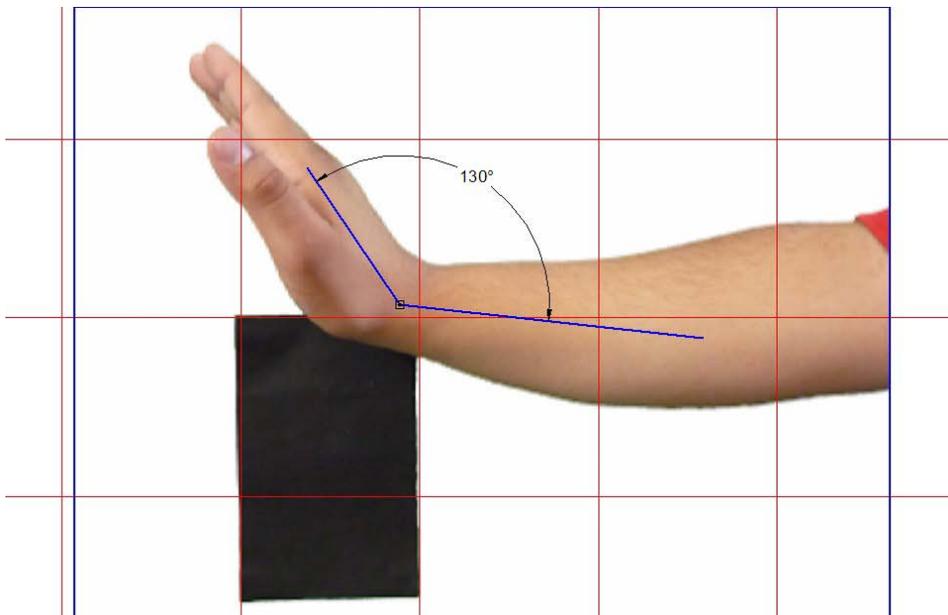


Figura A.40 Extensión individuo 7

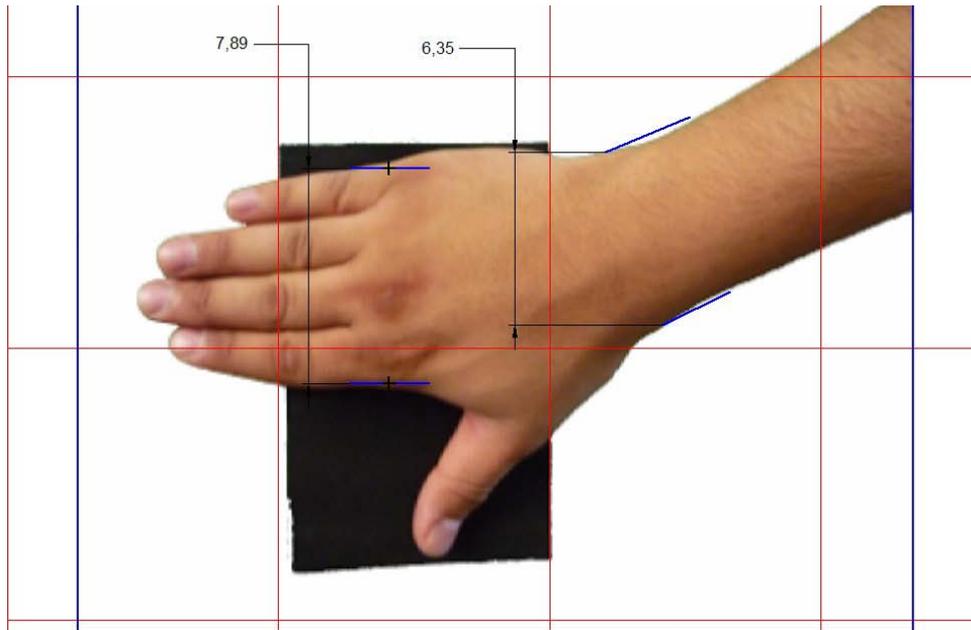


Figura A.41 Ancho de mano individuo 7

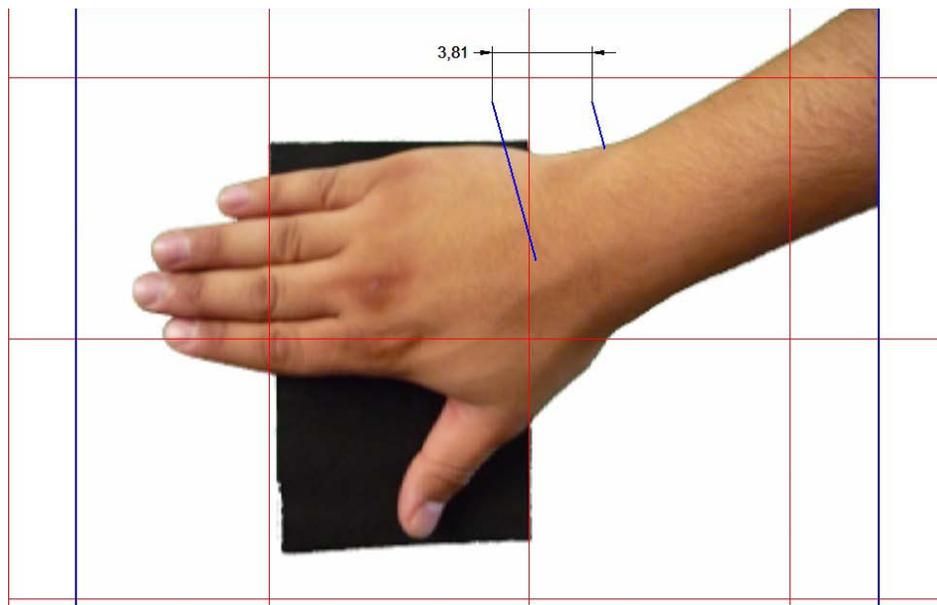


Figura A.42 Distancia en el carpo individuo 7

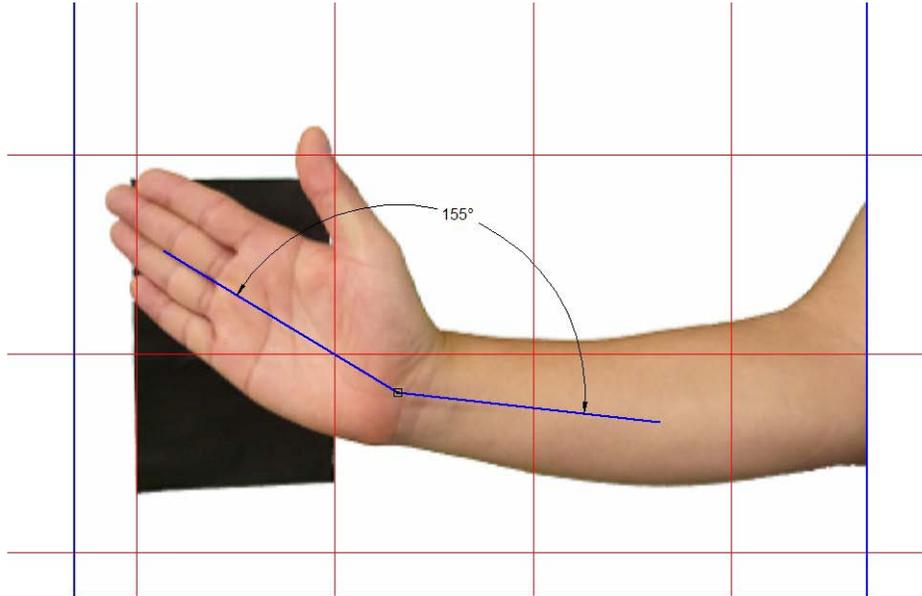


Figura A.43 Abducción individuo 8

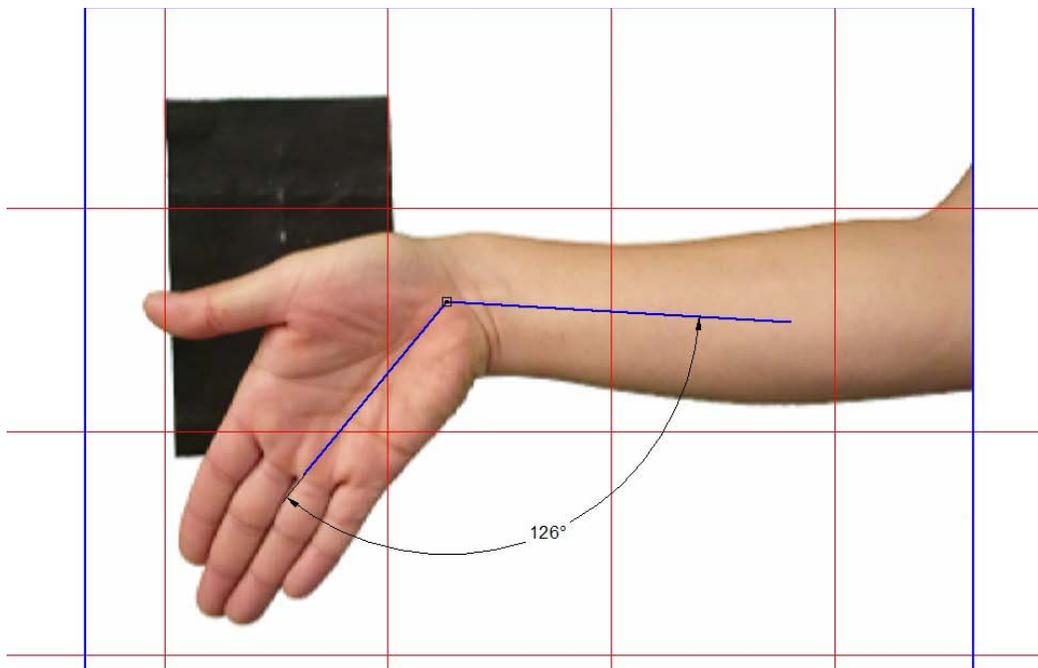


Figura A.44 Aducción individuo 8

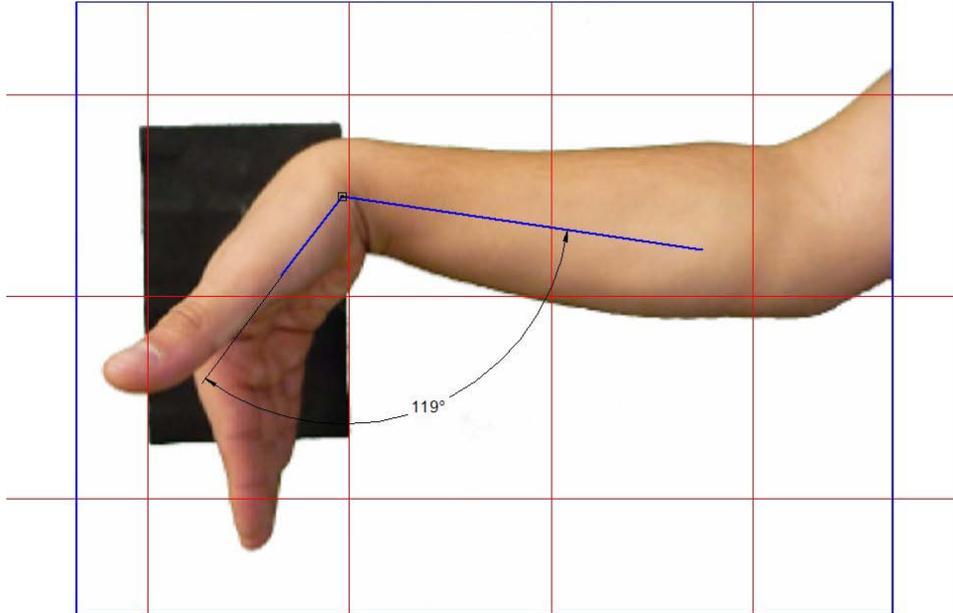


Figura A.45 Flexión individuo 8

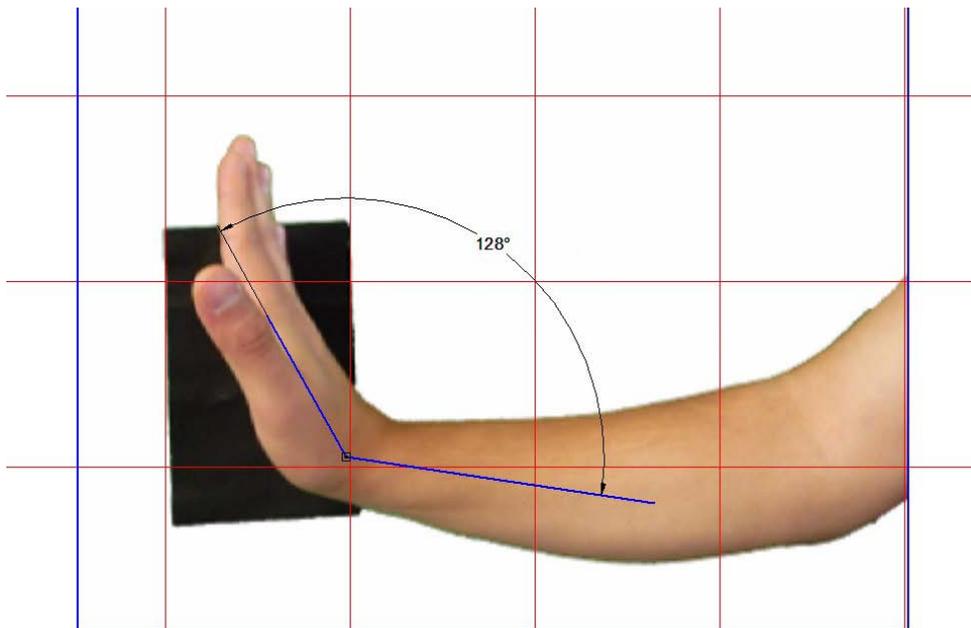


Figura A.46 Extensión individuo 8

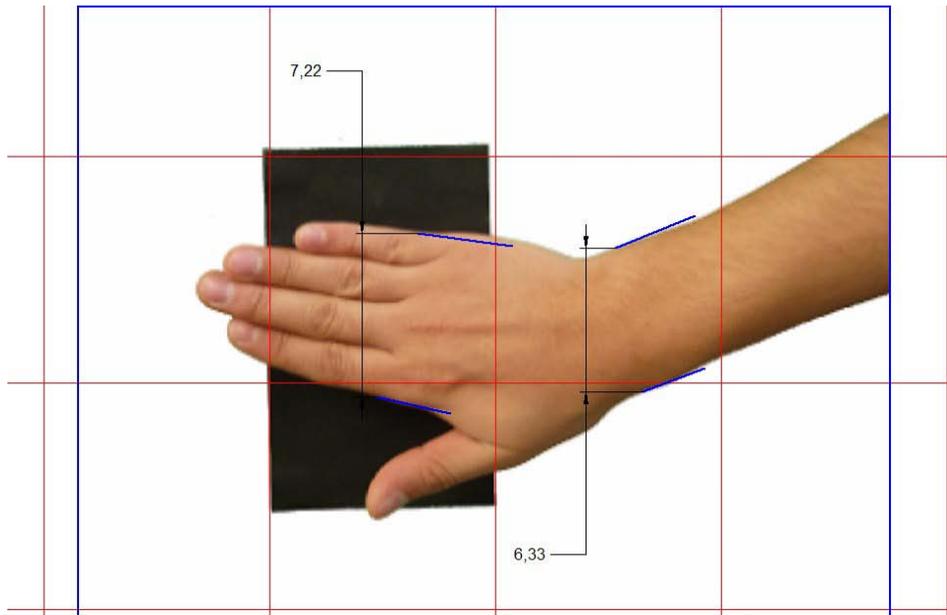


Figura A.47 Ancho de mano individuo 8

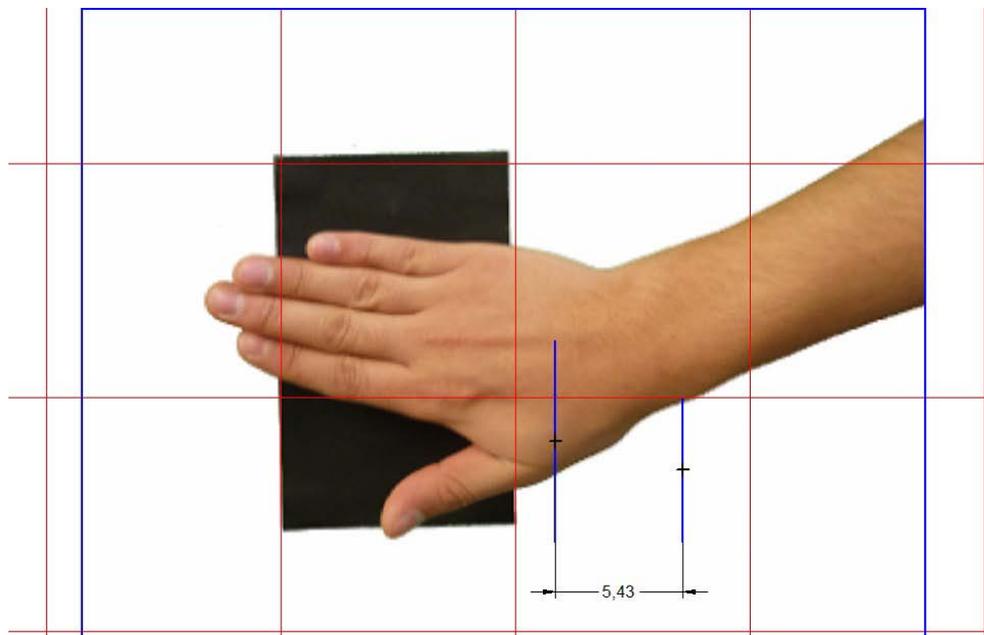


Figura A.48 Distancia en el cuerpo individuo 8



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO: DISEÑO BIOMECASTRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA

FECHA: 1 de julio de 2009

NUMERO DE CÉDULA: 9

NOMBRE: Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair

DATOS DEL ENCUESTADO

NOMBRE: Luís Yair Bautista Blanco

EDAD: 20

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 20/enero/1989

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	33
B)	Aducción	47
C)	Flexión	63
D)	Extensión	59

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	64.8
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	77.4
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	46.9

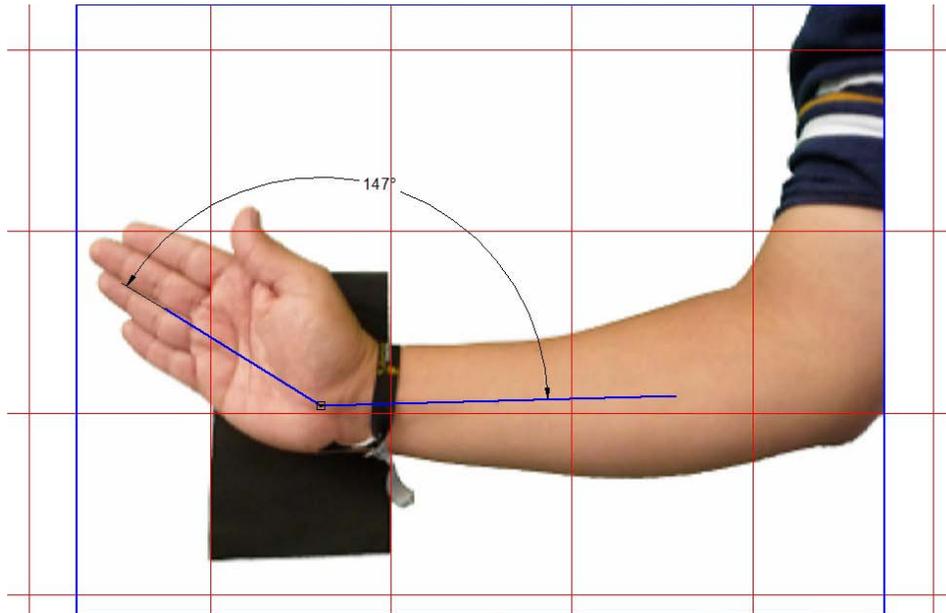


Figura A.49 Abducción individuo 9

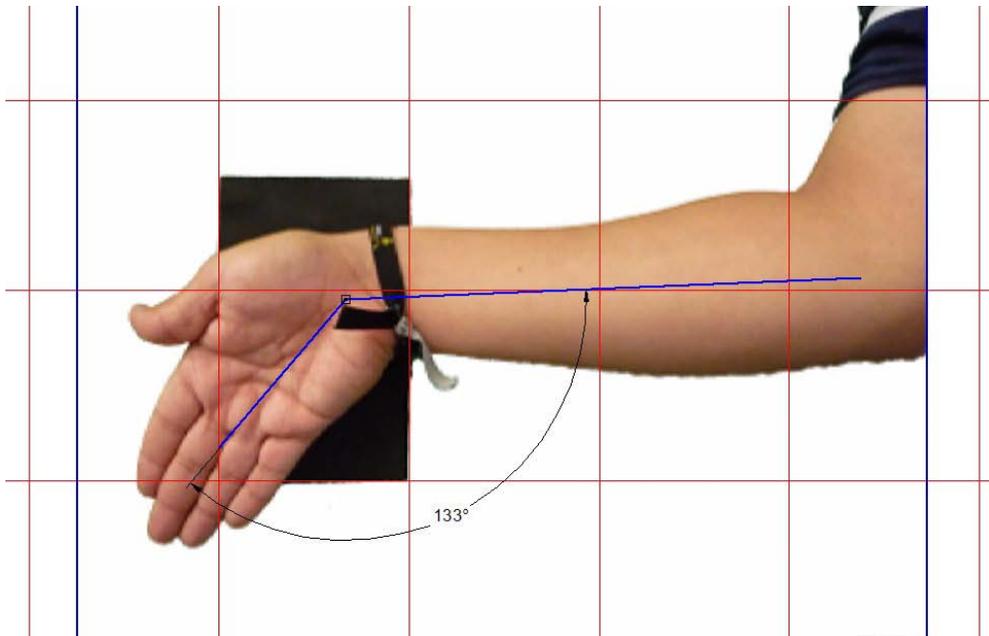


Figura A.50 Aducción individuo 9

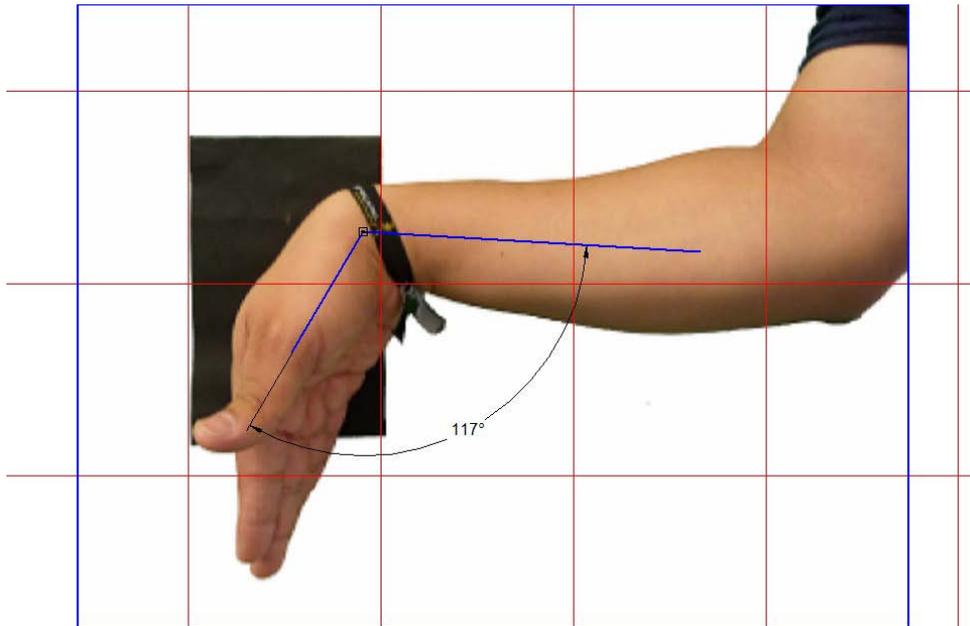


Figura A.51 Flexión individuo 9

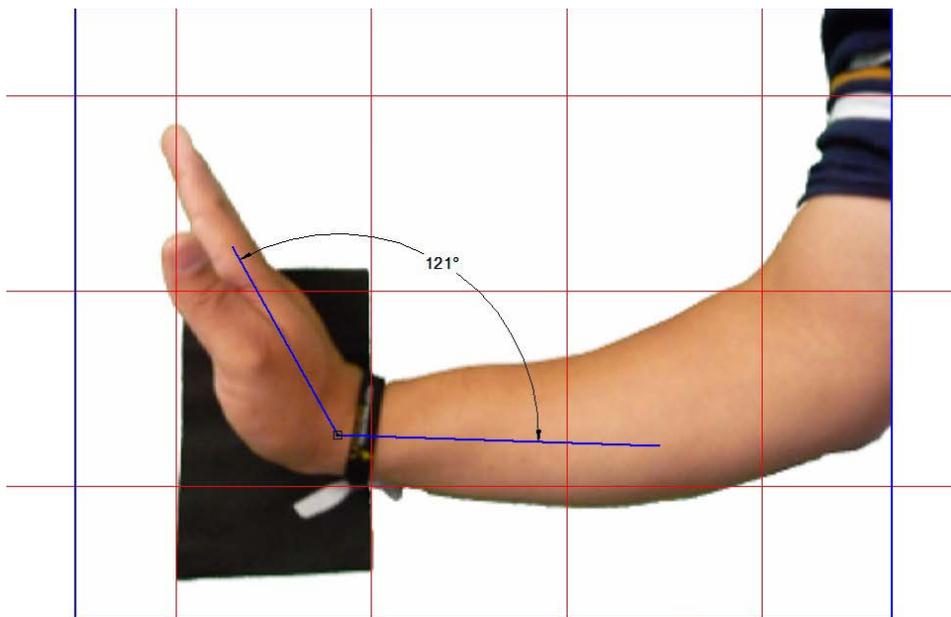


Figura A.52 Extensión individuo 9

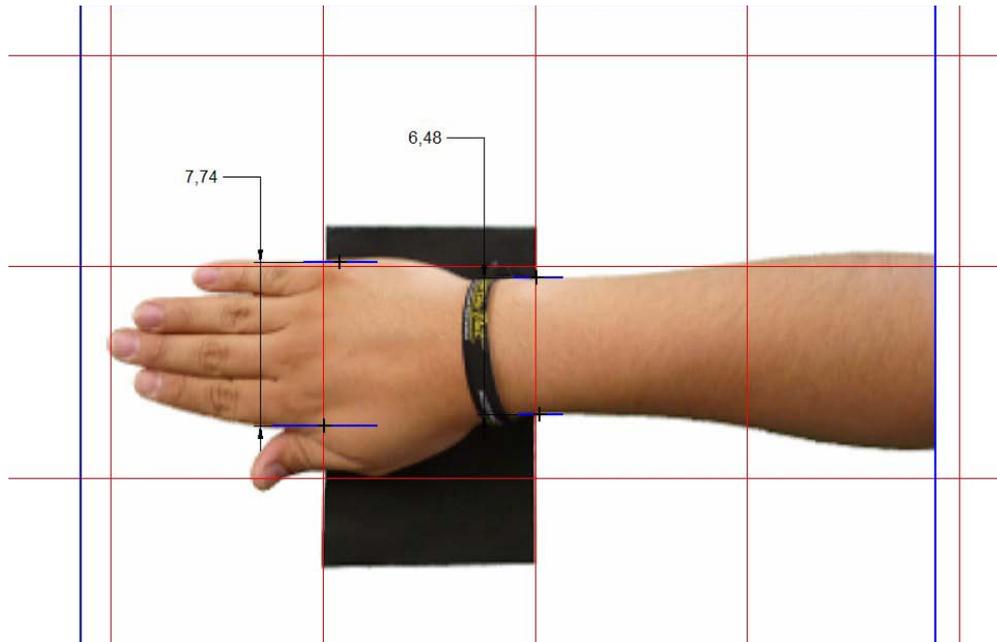


Figura A.53 Ancho de mano individuo 9

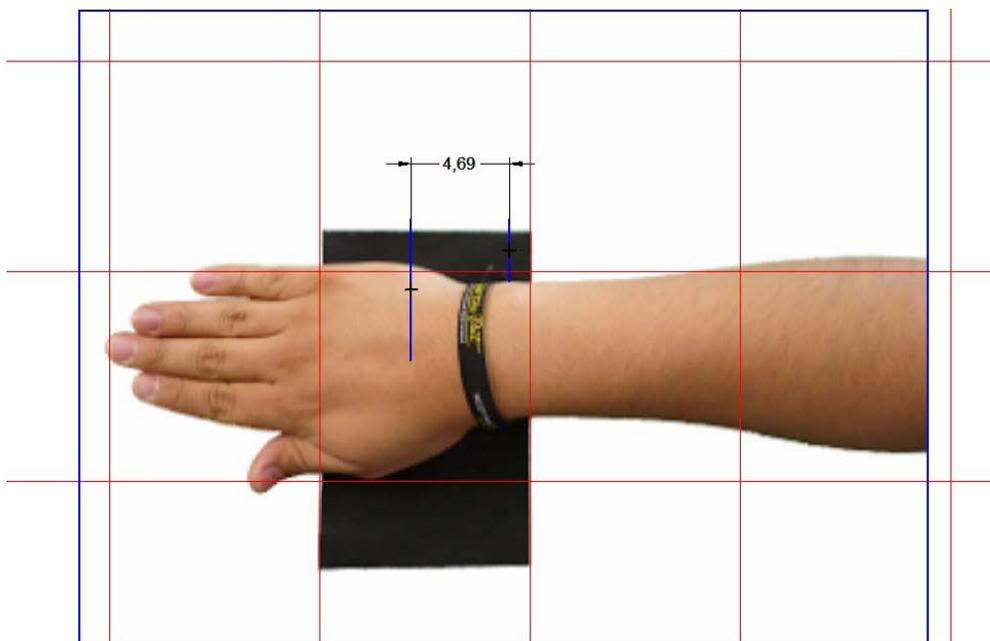


Figura A.54 Distancia en el carpo individuo 9



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO: DISEÑO BIOMECATRÓNICO DE PRÓTESIS DE MUÑECA

CÉDULA ANTROPOMÉTRICA

DATOS DE QUIEN APLICA LA ENCUESTA

FECHA: 1 de julio de 2009

NUMERO DE CÉDULA: 10

NOMBRE: Morales San Juan Alberto, Barrera Aguilar Jesús, Bautista Blanco Luís Yair

DATOS DEL ENCUESTADO

NOMBRE: Rodrigo Espíndola Martínez

EDAD: 21

SEXO: Masculino

FECHA DE NACIMIENTO: 16/diciembre/1987

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (ÁNGULOS)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[grados]
A)	Abducción	19
B)	Aducción	56
C)	Flexión	68
D)	Extensión	66

DATOS ANTROPOMÉTRICOS (DIMENSIONES)

MEDIDA	CARACTERÍSTICA DE LA MEDICIÓN	[mm]
E)	Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpal	62.3
F)	Ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana	83.9
G)	Distancia entre las articulaciones intercarpiana y radiocarpiana	51

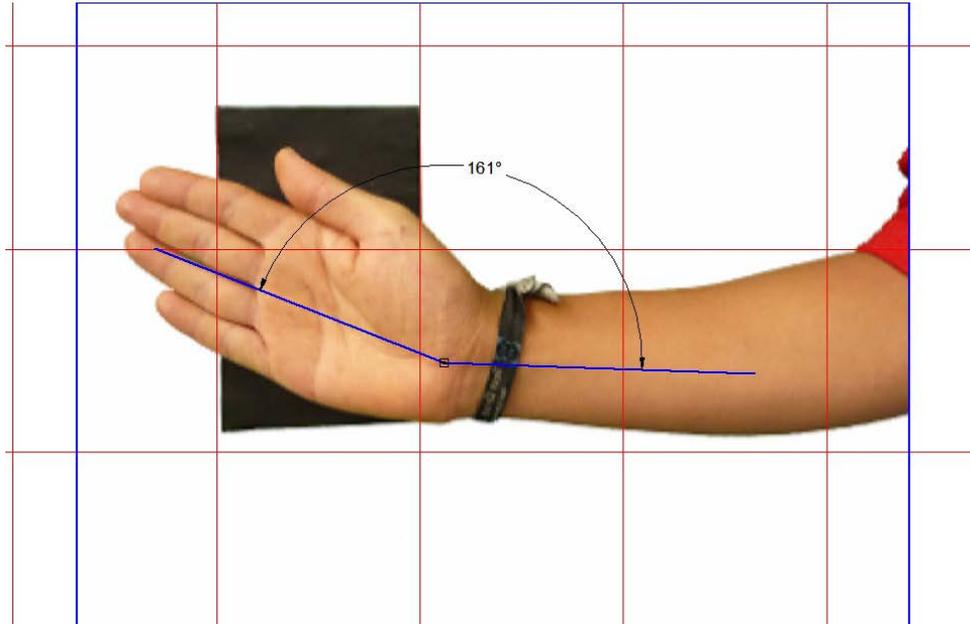


Figura A.55 Abducción individuo 10

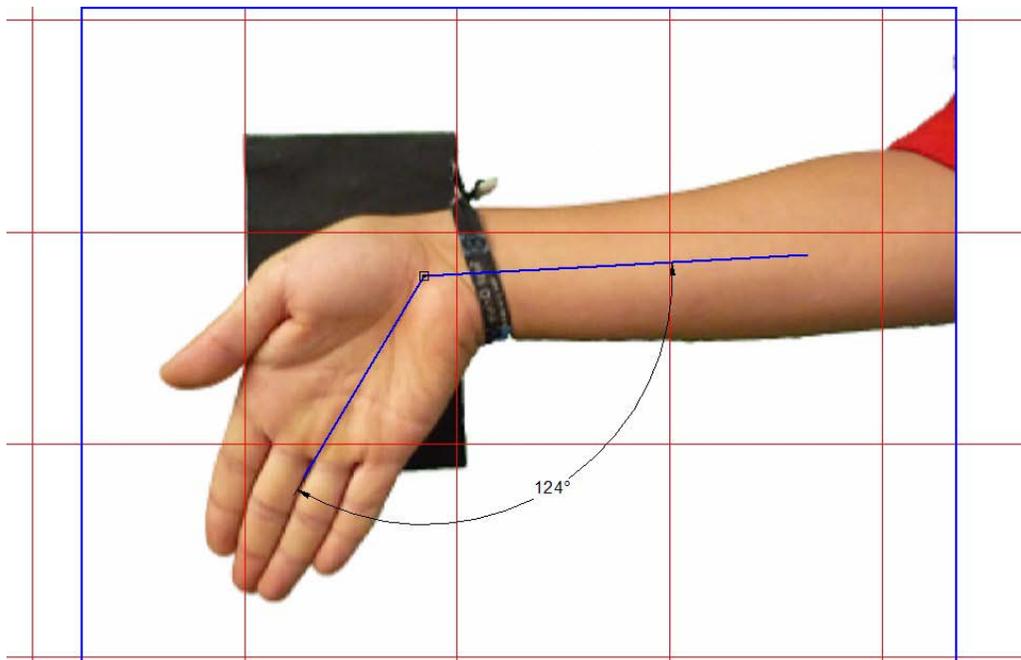


Figura A.56 Aducción individuo 10

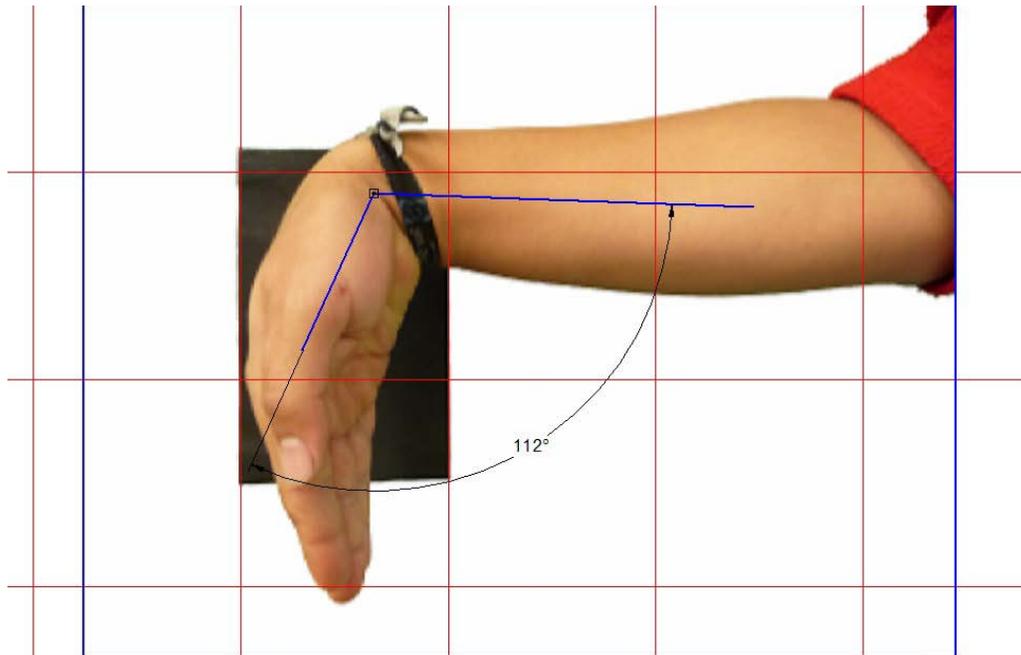


Figura A.57 Flexión individuo 10

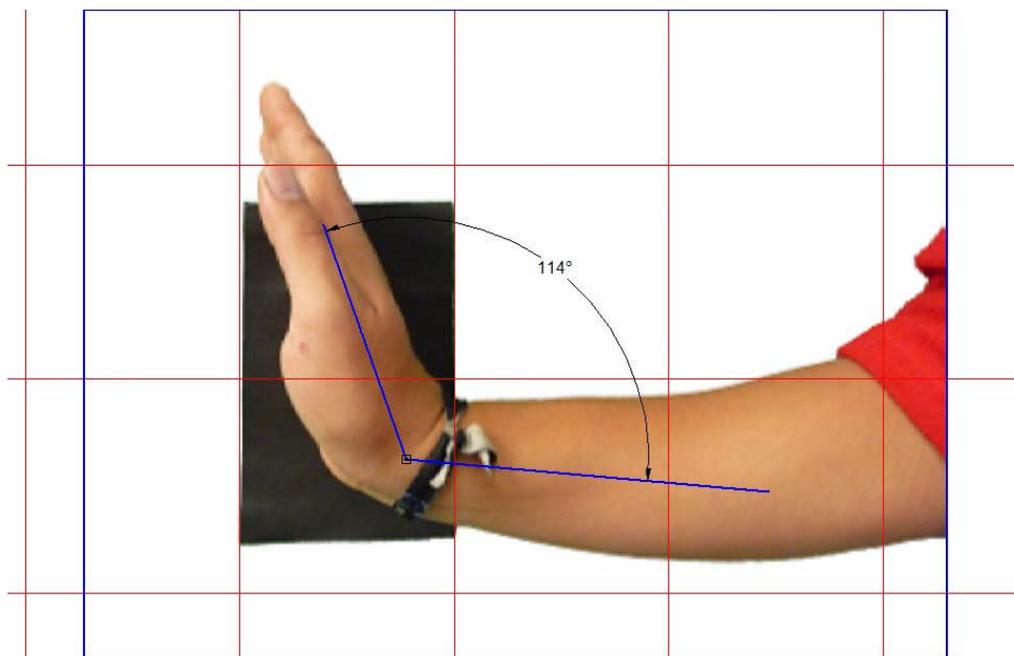


Figura A.58 Extensión individuo 10

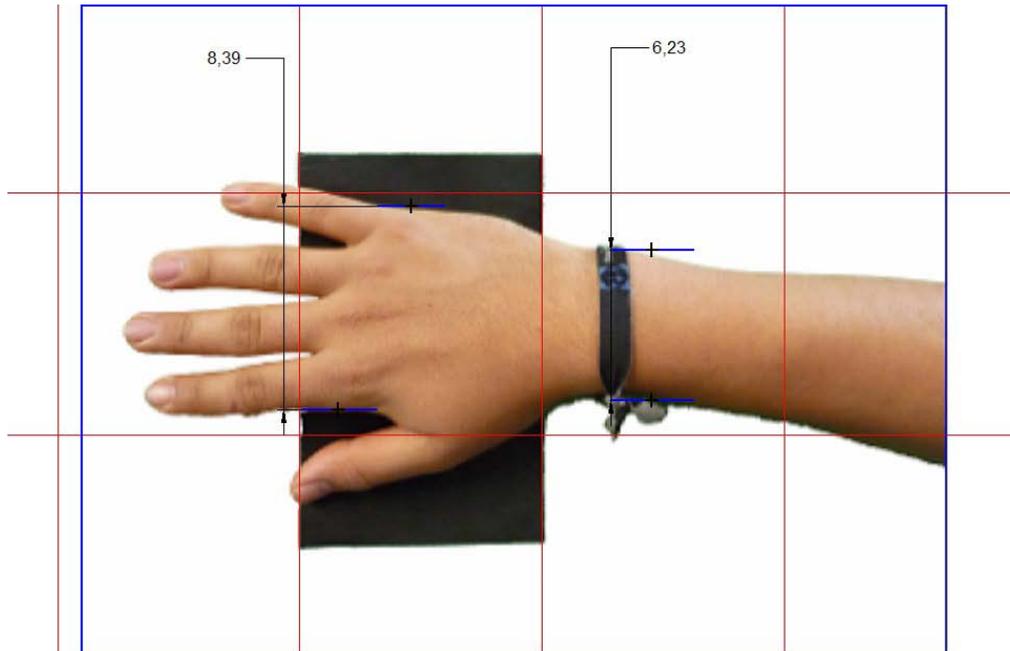


Figura A.59 Ancho de mano individuo 10

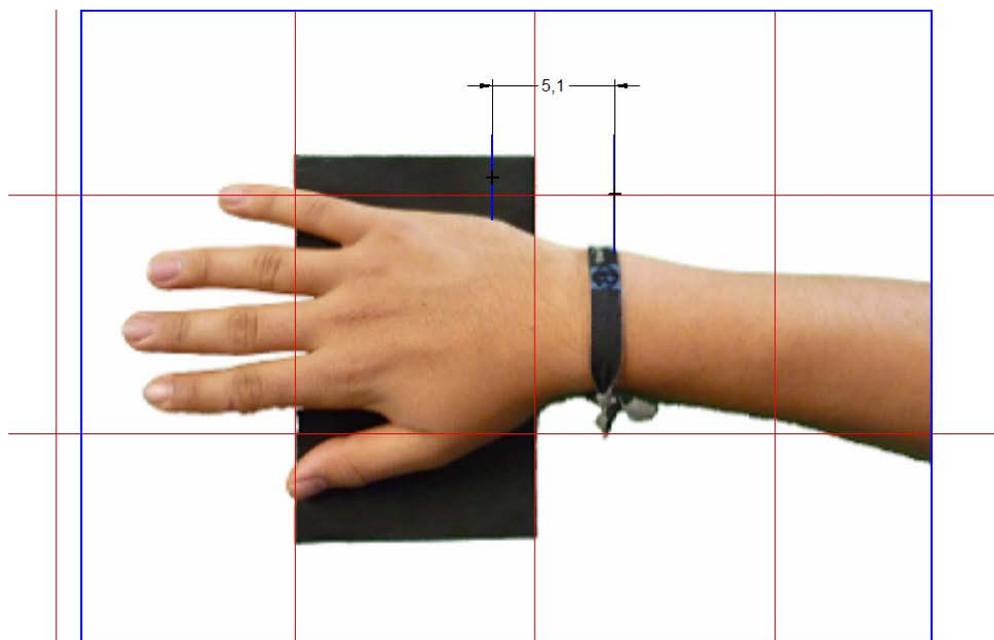


Figura A.60 Distancia en el cuerpo individuo 10



ANEXO

D

SIMULACIÓN MATEMÁTICA EN 3D DEL MECANISMO DE PRÓTESIS DE MUÑECA



SIMULACIÓN MATEMÁTICA

A continuación se presenta el programa elaborado en *Mathematica* el cual realiza la simulación matemática del mecanismo los cuales imitan los movimientos que realiza la muñeca en el cuerpo humano. El programa que se presenta a continuación realiza la simulación para el movimiento de extensión del mecanismo, sin embargo cambiando los valores de los ángulos y modificando las iteraciones realizadas se puede simular cualquier movimiento que realiza la muñeca.

PROGRAMA DE SIMULACIÓN (EXTENSIÓN)

SIMULACIÓN SOBRE MECANISMO DE MUÑECA

Proyecto de Tesis sobre Prótesis de Muñeca
Por: Alberto Morales San Juan

DEFINICIÓN DE LAS CONSTANTES

$a_2=37$
 $a_3=30$
 $\theta_1=0$

DEFINICIÓN DE CADA UNO DE LOS PUNTOS

$x_{lin1}=a_2*\cos[\theta_1]*\cos[\theta_2]$
 $y_{lin1}=a_2*\sin[\theta_1]*\cos[\theta_2]$
 $z_{lin1}=a_2*\sin[\theta_2]$

DEFINICIÓN DE LAS ECUACIONES DE POSICIÓN

Definición de los segmentos de línea que conforman el mecanismo

$linea0=Line[{-20,0,0},\{0,0,0\}]$
 $linea01=Line[{-20,-1.2,0},\{0,-1,0\}]$
 $linea02=Line[{-20,-2.4,0},\{0,-2.4,0\}]$
 $linea03=Line[{-20,-3.6,0},\{0,-3.6,0\}]$
 $linea04=Line[{-20,-4.8,0},\{0,-4.8,0\}]$
 $linea05=Line[{-20,-6,0},\{0,-6,0\}]$
 $linea06=Line[{-20,-7.2,0},\{0,-7.2,0\}]$



```
linea07=Line[{-20,-8.4,0},{0,-8.4,0}]
linea08=Line[{-20,-9.6,0},{0,-9.6,0}]
linea09=Line[{-20,-10.8,0},{0,-10.8,0}]
linea010=Line[{-20,-12,0},{0,-12,0}]
linea011=Line[{-20,-13.2,0},{0,-13.2,0}]
linea012=Line[{-20,-14.4,0},{0,-14.4,0}]
linea013=Line[{-20,-15.6,0},{0,-15.6,0}]
linea014=Line[{-20,-16.8,0},{0,-16.8,0}]
linea015=Line[{-20,-18,0},{0,-18,0}]
linea016=Line[{-20,-19.2,0},{0,-19.2,0}]
linea017=Line[{-20,-20.4,0},{0,-20.4,0}]
linea018=Line[{-20,-21.6,0},{0,-23.6,0}]
linea019=Line[{-20,-22.8,0},{0,-22.8,0}]
linea020=Line[{-20,-24,0},{0,-24,0}]
linea021=Line[{-20,-25.2,0},{0,-25.2,0}]
linea022=Line[{-20,-26.4,0},{0,-26.4,0}]
linea023=Line[{-20,-27.6,0},{0,-27.6,0}]
linea024=Line[{-20,-28.8,0},{0,-28.8,0}]
linea025=Line[{-20,-30,0},{0,-30,0}]
```

```
linea1=Line[{0,0,0},{xlin1,ylin1,zlin1}]
linea11=Line[{0,-1.2,0},{xlin1,ylin1-1.2,zlin1}]
linea12=Line[{0,-2.4,0},{xlin1,ylin1-2.3,zlin1}]
linea13=Line[{0,-3.6,0},{xlin1,ylin1-3.6,zlin1}]
linea14=Line[{0,-4.8,0},{xlin1,ylin1-4.8,zlin1}]
linea15=Line[{0,-6,0},{xlin1,ylin1-6,zlin1}]
linea16=Line[{0,-7.2,0},{xlin1,ylin1-7.2,zlin1}]
linea17=Line[{0,-8.4,0},{xlin1,ylin1-8.4,zlin1}]
linea18=Line[{0,-9.6,0},{xlin1,ylin1-9.6,zlin1}]
linea19=Line[{0,-10.8,0},{xlin1,ylin1-10.8,zlin1}]
linea110=Line[{0,-12,0},{xlin1,ylin1-12,zlin1}]
linea111=Line[{0,-13.2,0},{xlin1,ylin1-13.2,zlin1}]
linea112=Line[{0,-14.4,0},{xlin1,ylin1-14.4,zlin1}]
linea113=Line[{0,-15.6,0},{xlin1,ylin1-15.6,zlin1}]
linea114=Line[{0,-17.8,0},{xlin1,ylin1-17.8,zlin1}]
linea115=Line[{0,-18,0},{xlin1,ylin1-18,zlin1}]
linea116=Line[{0,-19.2,0},{xlin1,ylin1-19.2,zlin1}]
linea117=Line[{0,-20.4,0},{xlin1,ylin1-20.4,zlin1}]
linea118=Line[{0,-21.6,0},{xlin1,ylin1-21.6,zlin1}]
linea119=Line[{0,-22.8,0},{xlin1,ylin1-22.8,zlin1}]
linea120=Line[{0,-24,0},{xlin1,ylin1-24,zlin1}]
linea121=Line[{0,-25.2,0},{xlin1,ylin1-25.2,zlin1}]
linea122=Line[{0,-26.4,0},{xlin1,ylin1-26.4,zlin1}]
linea123=Line[{0,-27.6,0},{xlin1,ylin1-27.6,zlin1}]
linea124=Line[{0,-28.8,0},{xlin1,ylin1-28.8,zlin1}]
linea125=Line[{0,-30,0},{xlin1,ylin1-30,zlin1}]
```

```
linea2=Line[{xlin1,ylin1,zlin1},{xlin2,ylin2,zlin2}]
linea21=Line[{xlin1,ylin1-1.2,zlin1},{xlin2,ylin2-1.2,zlin2}]
linea22=Line[{xlin1,ylin1-2.4,zlin1},{xlin2,ylin2-2.4,zlin2}]
linea23=Line[{xlin1,ylin1-3.6,zlin1},{xlin2,ylin2-3.6,zlin2}]
```



```
linea24=Line[{{xlin1,ylin1-4.8,zlin1},{xlin2,ylin2-4.8,zlin2}}]
linea25=Line[{{xlin1,ylin1-6,zlin1},{xlin2,ylin2-6,zlin2}}]
linea26=Line[{{xlin1,ylin1-7.2,zlin1},{xlin2,ylin2-7.2,zlin2}}]
linea27=Line[{{xlin1,ylin1-8.4,zlin1},{xlin2,ylin2-8.4,zlin2}}]
linea28=Line[{{xlin1,ylin1-9.6,zlin1},{xlin2,ylin2-9.6,zlin2}}]
linea29=Line[{{xlin1,ylin1-10.8,zlin1},{xlin2,ylin2-10.8,zlin2}}]
linea210=Line[{{xlin1,ylin1-12,zlin1},{xlin2,ylin2-12,zlin2}}]
linea211=Line[{{xlin1,ylin1-13.2,zlin1},{xlin2,ylin2-13.2,zlin2}}]
linea212=Line[{{xlin1,ylin1-14.4,zlin1},{xlin2,ylin2-14.4,zlin2}}]
linea213=Line[{{xlin1,ylin1-15.6,zlin1},{xlin2,ylin2-15.6,zlin2}}]
linea214=Line[{{xlin1,ylin1-16.8,zlin1},{xlin2,ylin2-16.8,zlin2}}]
linea215=Line[{{xlin1,ylin1-18,zlin1},{xlin2,ylin2-18,zlin2}}]
linea216=Line[{{xlin1,ylin1-19.2,zlin1},{xlin2,ylin2-19.2,zlin2}}]
linea217=Line[{{xlin1,ylin1-20.4,zlin1},{xlin2,ylin2-20.4,zlin2}}]
linea218=Line[{{xlin1,ylin1-21.6,zlin1},{xlin2,ylin2-21.6,zlin2}}]
linea219=Line[{{xlin1,ylin1-22.8,zlin1},{xlin2,ylin2-22.8,zlin2}}]
linea220=Line[{{xlin1,ylin1-24,zlin1},{xlin2,ylin2-24,zlin2}}]
linea221=Line[{{xlin1,ylin1-25.2,zlin1},{xlin2,ylin2-25.2,zlin2}}]
linea222=Line[{{xlin1,ylin1-26.4,zlin1},{xlin2,ylin2-26.4,zlin2}}]
linea223=Line[{{xlin1,ylin1-27.6,zlin1},{xlin2,ylin2-27.6,zlin2}}]
linea224=Line[{{xlin1,ylin1-28.8,zlin1},{xlin2,ylin2-28.8,zlin2}}]
linea225=Line[{{xlin1,ylin1-30,zlin1},{xlin2,ylin2-30,zlin2}}]
```

SIMULACIÓN GRÁFICA DEL MECANISMO

```
For[ $\theta_2=0, \theta_2 \leq 0.7168,$ 
```

```
For[ $\theta_3=0, \theta_3 \leq 0.3531,$ 
```

```
Show[Graphics3D[{{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.803922,0,0],linea0},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.803922,0,0],linea01},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea02},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea03},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea04},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea05},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea06},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea07},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea08},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea09},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea010},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea011},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea012},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea013},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea014},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea015},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea016},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea017},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea018},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea019},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea020},
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.933333,0,0],linea021},
```




```
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.4,0.803922,0],linea124},  
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0,0.407843,0.545098],linea225},  
{AbsoluteThickness[110],RGBColor[0.4,0.803922,0],linea125}},  
Boxed→False,AxesLabel→{"EJE X","EJE Y","EJE Z"},  
FaceGrids→{{0,1,0},{0,0,-1},{-1,0,0}},  
ViewPoint→{2.8,-2.4,1.2},Axes→True,ImageSize→1200,  
PlotRange→{{-22,80},{-70,45},{-50,55}}];  
θ 3= θ 3+0.07168],  
θ 2= θ 2+0.03531]
```



ANEXO

E

PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS MATERIALES CONSIDERADOS PARA LA PRÓTESIS DE MUÑECA

**Metales [42]**

Nombre del material	Composición de los materiales
Acero, aleación A36	98 Fe (min), 0.29 C, 1 Mn, 0.28 Si
Acero, aleación 1020	99.1 Fe (min), 0.2 C, 0.45 Mn
Acero, aleación 1040	98.6 Fe (min), 0.4 C, 0.75 Mn
Acero, aleación 4140	96.8 Fe (min), 0.4 C, 0.9 Cr, 0.2 Mo, 0.9 Mn
Acero, aleación 4340	95.2 Fe (min), 0.4 C, 1.8 Ni, 0.8 Cr, 0.25 Mo, 0.7 Mn
Aluminio aleación 1100	99 Al (min), 0.2 Cu (max)
Aluminio aleación 2024	90.75 Al (min), 4.4 Cu, 0.6 Mn, 1.5 Mg
Aluminio aleación 6061	95.85 Al (min), 1 Mg, 0.6 Si, 0.3 Cu, 0.2 Cr
Aluminio aleación 7075	87.2 Al (min), 5.6 Zn, 2.5 Mg, 1.6 Cu, 0.23 Cr
Aluminio aleación 356.0	90.1 Al (min), 7 Si, 0.3 Mg
Titanio (ASTM grado 1) puro	99.5 Ti (min)
Titanio aleación Ti-5Al- 2.5Sn	90.2 Ti (min), 5 Al, 2.5 Sn
Titanio aleación Ti-6Al-4V	87.7 Ti (min), 6 Al, 4 V



Tabla de las Propiedades de los Materiales [42]

Nombre del material	Densidad [g/cm ³]	Módulo de Elasticidad [GPa]	Resistencia a la Flexión [MPa]	Resistencia a la Tensión [MPa]
Acero A36	7.85	207	220 - 250	400 - 500
Acero 1020	7.85	207	345	440
Acero 1040	7.85	207	490	590
Acero 4140	7.85	207	1570	1720
Acero 4340	7.85	207	1620	1760
Aluminio 1100	2.71	69	117	124
Aluminio 2024	2.77	72.4	345	485
Aluminio 6061	2.7	69	276	310
Aluminio 7075	2.8	71	505	572
Aluminio 356.0	2.69	72.4	164	228
Titanio (ASTM grado 1)	4.51	103	170	240
Titanio aleación Ti-5Al-2.5Sn	4.48	110	760	790
Titanio aleación Ti-6Al-4V	4.43	114	1103	1172
Grafito	1.71	11		13.8 - 34.5
Grafito	1.78	11.7		31 - 69
PBT	1.34	1.93 - 3	56.6 - 60	56.6 - 60
PC	1.2	2.38	62.1	62.8 - 72.4
LDPE	0.925	0.172 - 0.282	9 - 14.5	8.3 - 31.4
HDPE	0.959	1.08	26.2 - 33.1	22.1 - 31
PET	1.35	2.76 - 4.14	59.3	48.3 - 72.4
PP	0.905	1.14 - 1.55	31 - 37.2	31 - 41.4
PS	1.05	2.28 - 3.28		35.9 - 51.7
PVC	1.30 - 1.58	2.41 - 4.14	40.7 - 44.8	40.7 - 51.7



ANEXO

F

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL ACTUADOR EMPLEADO



HS-7980TH



Hitec's strongest servo period, the "Monster Torque" **HS-7980TH** is designed to operate on a two cell LiPo Pack.

Featuring our newest high resolution "G2.5" 12 bit generation programmable digital circuit and our indestructible Titanium gears, The HS-7980TH has the performance and durability you've come to expect from a Hitec servo. Other features in the HS-7980TH include a 7.4v optimized coreless motor, integrated heat sink case, and a top case with two hardened steel gear pins supported by axial brass bushing.

Applications for the HS-7980TH include high performance Giant Scale Aircraft, Truggies and Buggies, Fast Power boats the largest aircraft, monster trucks or anywhere else you can use 600+ inch ounces of torque.

Part Number: 39780S

Detailed Specifications

Motor Type: Coreless

Bearing Type: Dual Ball Bearing

Speed: 0.20 / 0.18 sec.@ 6.0 / 7.4v



	English	Metric
Torque:	528 / 639 oz./in. (6.0v/7.4v)	37.7 / 45.6 oz./in. (6.0v/7.4v)
Size:	1.72" x 0.88" x 1.57"	43.00 x 22.00 x 39.00mm
Weight:	2.70oz	76.00g

Detailed Feature Descriptions

- G2.5 12 bit Digital Programmable Circuit
- Titanium Gear Train (MK first gear)
- Ultra Performance Coreless Motor
- Integrated Heatsink Case
- (8) O-Rings for Water/Dust/Fuel protection
- Dual Ball Bearing Supported Output Shaft
- 10% larger than a HS-7955TG

Programable Features Include:

- Dead Band Width
 - Direction of Rotation
 - Speed of Rotation (slower)
 - End Points
 - Neutral Points
 - Fail Safe On/Off
 - Fail Safe Point
 - Resolution* (default is high resolution)
 - Overload Protection* (default is off)
- *These features are only programable with the HFP-20, HPP-20 or HPP-21



BIBLIOGRAFÍA

LIBROS CONSULTADOS

Ángeles, J. (2003). Fundamentals of Robotic Mechanical Systems: Theory, Methods, and Algorithms. EE. UU.

[36] Barrientos, A. (2007). Fundamentos de Robótica, McGraw-Hill.

[42] Callister, W. D. (2005). Fundamentals of Materials Science and Engineering. EE. UU., Editorial John Wiley & Sons, Inc.

Craig, J. J. (2005). Introduction to Robotics. EE. UU., Pearson Education, Inc.

[61] Devore, J (2008). Probabilidad y Estadística, México, Cengage Learning Editores

Domingo, J. (2001). Robótica, apuntes para la asignatura. España.

[30] Freivalds, A. (2004). Biomechanics of the Upper Limbs, CRC PRESS.

Fucci, S. (2003). Biomecánica del Aparato Locomotor Aplicada al Acondicionamiento Muscular. Madrid, Elsevier España, S. A.

[5] Jacob, S. W. (1982). Anatomía y Fisiología Humana. Ciudad de México, McGRAW-HILL INTERAMERICANA.

[7] Kapandji, A. I. (2002). Fisiología Articular. Madrid, Editorial Médica Panamericana, S. A.

[37] Niku, S. B. (2001). Introduction to Robotics Analysis, Systems, Applications. EE. UU., Prentice Hall Inc.

[6] Pérez, M. L. (2004). Manual y Atlas Fotográfico de Anatomía del Aparato Locomotor. Madrid, Editorial Médica Panamericana, S. A.

[1] Rodríguez, B. E. (2002). Estructura y Función del Cuerpo Humano. Getafe, McGraw-Hill Interamericana.



[8] Rybski, M. (2004). Kinesiology for Occupational Therapy, SLACK Incorporated.

Tsai, L.-W. (1999). Robot Analysis. EE. UU., John Wiley & Sons, Inc.

UNAM, D. d. M. d. I. (2009). Apuntes de Robótica. México.

Voegeli, A. V. (2004). Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor. Barcelona, Masson, S. A.

Wolfram, S. (1996). The Mathematica Book. Reino Unido, Cambridge University Press.

ARTÍCULOS CIENTÍFICOS

Adee, S. (2009). Winner: The Revolution Will Be Prosthetized. IEEE SPECTRUM, IEEE.

[38] Amerongen, J. v. (1999). "Mechatronics in Biomedical Applications and Biomechatronics." International Biomechatronics Workshop: 5 páginas.

[50] Carrozza, M. C. (2005). "A Cosmetic Prosthetic Hand with Tendon Driven Under-Actuated Mechanism and Compliant Joints: Ongoing Research and Preliminary Results." IEEE International Conference on Robotics and Automation: 6 páginas.

[41] Carrozza, M. C. (2001). "The Development of a Novel Biomechatronic Hand Ongoing Research and Preliminary Results." 2001 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Proceedings: 6 páginas.

[40] Full, R. J. (2001). "Biomimetic Design and Fabrication of a Hexapedal Running Robot." 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automati3n: 7 páginas.

[17] Kim, K. (2007). A Pilot Study of a Thermal Display Using a Miniature Tactor for Upper Extremity Prosthesis. IEEE Computer Society, IEEE Computer Society.

Mustafa, S. K. (2006). "Development of a Bio-Inspired Wrist Prosthesis." IEEE: 6 p.



[39] Pak, N. N. (2005). "Biomimetic Design of a Polychaete Robot Using IPMC Actuator." 6 páginas.

[18] Troyk, P. R. (2007). "IMES: An Implantable Myoelectric Sensor." IEEE.

PÁGINAS DE INTERNET

[55] ALPS ELECTRIC CO., L. Retrieved 26 de enero de 2010, from www.alps.com/.

[51] ARAMID, L. (2010). "High Performance Materials." Retrieved 26 de enero de 2010, 2010, from www.aramid.com.

[34] (2009). "Deka Research." Retrieved 29 de junio de 2009, from <http://www.wildphotographs.com/Galleries/Deka/Luke/web/index.html>.

[48] (2010). "Empire Overseas." Retrieved 14 de enero de 2010, www.empireoverseas.com.

[54] HICOMAN, S. (2010). "Products & Services." Retrieved 27 de enero de 2010, 2010, from www.hellotrade.com/hicomman-slu/product1.html.

[44] (2010). "HITEC RCD USA." Retrieved 5 de enero de 2010, from www.hitecrcd.com.

[56] HONEYWELL. "Honeywell Sensing and Control." Retrieved 26 de enero de 2010, from http://sensing.honeywell.com/index.cfm/ci_id/154366/la_id/1.htm.

(2009). "Hosmer." Retrieved 19 de marzo de 2009, from www.hosmer.com.

[57] IMAGES, S. I. "Sensors." Retrieved 26 de enero de 2010, from www.imagesco.com/sensors/flex-sensor.html.

[60] Instituto Nacional de Estadística y Geografía Retrieved 24 de marzo de 2010, from www.inegi.org.mx

[58] KRIPPNER, H. Retrieved 26 de enero de 2010, from www.hoffmann-krippner.com.



[31] (2009). "Kuiken Arm." Retrieved 29 de junio de 2009, from <http://ofiyetolsun.blogspot.com/2008/08/el-futuro-protesis-con-sentido-del.html>.

(2009). "Liberating Tech." Retrieved 19 de marzo de 2009, from www.liberatingtech.com.

[35] (2009). "The MathWorks." Retrieved 10 de noviembre de 2009, from www.mathworks.com.

[52] MILLS, B. R. (2010). "Quality Woven Textiles & Narrow Fabrics." Retrieved 26 de enero de 2010, 2010, from www.ballyribbon.com/FiberProperties3.pdf.

(2009). "Motion Control, Inc." Retrieved 19 de marzo de 2009, from www.utaharm.com.

[45] (2010). "Nylamid properties." Retrieved 6 de enero de 2010, from <http://enr.bd.psu.edu/rxm61/METBD470/Lectures/PolymerProperties%20from%20CES.pdf>.

[43] (2009). "Otto Bock." Retrieved 19 de marzo de 2009, from www.ottobock.com.

[53] PHILLYSTRAN, I. (2010). "Tabla de propiedades de fibras." Retrieved 27 de enero de 2010, from www.phillystran.com/rope-products-application.htm.

(2009). "Robonaut." Retrieved 11 de febrero de 2009, from www.robonaut.jsc.nasa.gov/sub/hands.asp.

[33] (2009). "Science Daily." Retrieved 29 de junio de 2009, from <http://www.sciencedaily.com/releases/2007/04/070426214806.htm>.

[2] (2009). "Science Learning." Retrieved 29 de junio de 2009, from www.sciencelearn.org.nz/contexts/sporting_edge/sci_media/images.

[47] (2009). "Spectra Symbol." Retrieved 3 de diciembre de 2009, from <http://www.spectrasymbol.com/typo3/site/en/home.html>.

(2009). "Sports-db." Retrieved 17 de agosto de 2009, from www.sports-db.com/home/information/joints.html.



[49] (2010). "Stunt Steel." Retrieved 12 de enero de 2010, from www.stuntsteel.com.

[59] SYMBOL, S. Retrieved 26 de enero de 2010, from www.spectrasymbol.com.

[46] (2010). "The Thread Exchange." Retrieved 12 de enero de 2010, from http://www.thethreadexchange.com/miva/merchant.mv?Screen=CTGY&Store_Code=TTE&Category_Code=kevlar-thread-information.

[25] (2009). "Touch Bionics." Retrieved 19 de marzo de 2009, from www.touchbionics.com.

[32] (2009). "Woodbank Communications Ltd." Retrieved 29 de noviembre de 2009, from <http://www.mpoweruk.com/semiconductors.htm>.

PATENTES

[24] Ball, R. J. (2005). Distal Component for Wrist Prosthesis. EE. UU.: 15 páginas.

[22] Beckenbaugh, R. (1988). Total Wrist Prosthesis. EE. UU.: 11 páginas.

[27] Blackwell, T. (2007). Robotic Hand and Arm Apparatus. EE. UU.: 30 páginas.

[29] Charles D. Engler, J. (1995). Dexterous Programmable Robot and Control System. EE. UU.: 23 páginas.

[12] Dorrance, D. W. (1912). Artificial Hand. EE. UU.: 4 páginas.

[23] Giachino, A. A. (1995). Wrist Prosthesis. EE. UU.: 14 páginas.

Greenhill, R. (2005). Humanoid Robotics. Gran Bretaña: 11 páginas.

[13] Jacobsen, S. C. (1986). Articulated Prosthetic Wrist. EE. UU.: 9 páginas.

[14] Jacobsen, S. C. (1999). Body-Powered Prosthetic Arm. EE. UU.: 17 páginas.

Judet, T. (1994). Total Prosthesis of the Wrist. EE. UU.: 6 páginas.



Keller, A. (2001). Hand Joint Prosthesis. EE. UU.: 11 páginas.

Klotz, C. (2005). Modular Radial Component for a Total Wrist Arthroplasty. EE. UU.: 13 páginas.

[28] Lovchik, C. S. (2001). Compact Dexterous Robotic Hand. EE. UU.: 28 páginas.

Matsuda, H. (2007). Multi-Finger Hand Device. Japón: 21 páginas.

[21] Northrop, J. K. (1946). Prosthetic Wrist: 6 páginas.

[20] Rouse, J. H. (2006). Multi-Function Body-Powered Prosthetic Wrist Unit and Method. EE. UU.: 10 páginas.

Simmen, B. R. (1998). Wrist Prosthesis. EE. UU.: 6 páginas.

Taleisnik, J. (1981). Endoprosthesis Wrist Joint. EE. UU.: 4 páginas.

Weber, E. R. (1981). Prosthetic Wrist Joint. EE. UU.: 9 páginas.

REVISTA IEEE SPECTRUM

[15] Adey, S. (2008). Dean Kamen's "Luke Arm" Prosthesis Readies for Clinical Trials. IEEE Spectrum.

[16] Adey, S. (2008). A "Manhattan Project" for the Next Generation of Bionic Arms. IEEE Spectrum: 3 páginas.

[19] Adey, S. (2008). Mastering the Brain-Computer Interface. IEEE Spectrum.

[10] Adey, S. (2009). Winner: The Revolution Will Be Prosthetized. IEEE Spectrum.

[11] Kuniholm, J. (2009). Open Arms. IEEE Spectrum.

**TESIS**

García, I. B. V. (2005). Ergonomía de Miembro Superior. Departamento de Mecatrónica, UNAM. Licenciatura: 223 páginas.

González, E. A. H. (2009). Modelado estático, cinemático, dinámico y análisis de movilidad de un robot manipulador con referencia móvil. Departamento de Mecatrónica. México, UNAM. Licenciatura: 163 páginas.

Lavana, I. N. D. (2008). Diseño y Construcción de un Socket de Miembro Superior con Suspensión Ajustable. Departamento de Mecatrónica, UNAM. Maestría: 124 páginas.

Pinzón, E. C. (2006). Prótesis Mecatrónica de Muñeca. Departamento de Mecatrónica, UNAM. Licenciatura: 130 páginas.

Zamudio, P. M. (2007). Manipulador Robótico de seis grados de libertad configuración antropomórfica. Departamento de Mecatrónica. México, UNAM. Licenciatura: 175 páginas.