



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE  
PUEBLA

---

FACULTAD DE INGENIERÍA  
COLEGIO DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

“ANÁLISIS Y DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA  
PARA LA REHABILITACIÓN DEL CODO EN ADULTOS”

TESIS  
PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
LICENCIADO EN INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

PRESENTA:  
JOSÉ LUIS HERNÁNDEZ SORIANO

ASESOR:  
M.C. RICARDO BÁEZ GUZMÁN

CO-ASESOR  
D.R. MARCO ANTONIO CRUZ GÓMEZ

PUEBLA, PUEBLA A 05 DE OCTUBRE DEL 2023



**BUAP**

Oficio No. SAC/1638/2023

**C. Hernández Soriano José Luis, -201635682-  
Pasante de la Licenciatura en Ingeniería  
Mecánica y Eléctrica  
Presente.**

En atención al Tema de Tesis que puso Usted a consideración de la Coordinación de Área y de esta Secretaría Académica en coordinación con la Dirección de ésta Facultad de Ingeniería, dentro del marco de Titulación por Examen Profesional en línea, como medio de Titulación se dio revisión y se ha autorizado el tema denominado:

**“ANÁLISIS Y DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA PARA LA REHABILITACIÓN DEL CODO EN ADULTOS”**

Por lo anterior hago de su conocimiento que se asigna como Asesor de tema al Mtro. Ricardo Báez Guzmán y como Co Asesor al Dr. Marco Antonio Cruz Gómez.

Sin más por el momento, le envío la seguridad de mi consideración más distinguida.

Atentamente

“Pensar bien, para vivir mejor”

H. Puebla de Z. a 04 de septiembre de 2023

M. I. Angel Cecilio Guerrero Zamora  
Director



M'ACGZ /barv  
C.c.p. Interesado  
C.c.p. Archivo

Facultad  
de Ingeniería

Bld. Valsequillo y Av. San Claudio  
s/n, edif. ING - 4, Col. San Manuel,  
Ciudad Universitaria,  
Puebla, Pue. C.P. 72570  
01 (222) 229 55 00 Ext. 7610

**M. I. Angel Cecilio Guerrero Zamora**  
**Director de la Facultad de Ingeniería**  
**Benemérita Universidad Autónoma de Puebla**  
**Presente.**

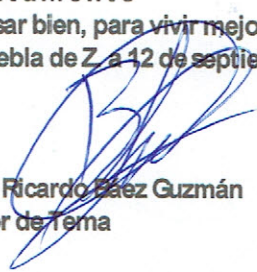
El que suscribe: Mtro. Ricardo Báez Guzmán, asesor del tema de tesis:

**“ANÁLISIS Y DISEÑO DE UNA ÓRTESIS DINÁMICA PARA LA REHABILITACIÓN DEL CODO EN ADULTOS”**

Presentada por el C. Hernández Soriano José Luis -201635682-, pasante del Colegio de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, y en atención al oficio No. SAC/ 1638/2023 con fecha de emisión 04 de septiembre de 2023, me permito informar a Usted que después de haber revisado cuidadosamente el contenido temático, metodología, redacción y ortografía de la tesis correspondiente, no tengo inconveniente en autorizar la impresión del mismo.

Sin otro particular, le reitero la seguridad de mi más atenta y distinguida consideración.

**Atentamente**  
**“Pensar bien, para vivir mejor”**  
**H. Puebla de Z. a 12 de septiembre de 2023**

  
**Mtro. Ricardo Báez Guzmán**  
**Asesor de Tema**

**M<sup>r</sup> RBG/BARV**  
**C.c.p. Archivo**

*“El esfuerzo de un inventor consiste, esencialmente, en salvar vidas.”*

*Nikola Tesla*

*El camino no ha sido fácil, pero gracias a su apoyo y consejo he llegado a realizar la más grandes de mis metas, les agradezco la orientación que siempre me han otorgado y con la promesa de seguir siempre adelante.*

*A mis padres y hermana*

## **AGRADECIMIENTOS**

Primero que nada, quiero dar gracias Dios por todas las bendiciones que me ha dado a lo largo de esta etapa de mi vida, por a ver puesta en mi camino a todas esas personas que he conocido y por la familia que me ha dado, ya que todos siempre han influido en mi vida y gracias a ellos he llegado hasta este punto.

Quiero agradecer a mis padres que siempre me han apoyado y me han dado su confianza, por alentarme a auto superarme y nunca ser conformista, por cada una de sus oraciones y por su amor que me han brindado, este logro no solo es mío, sino también de ustedes. Cada consejo y cada una de las palabras me guiaron a este punto y me seguirán guiando por el resto de mi vida, los amo.

A mi hermana por su apoyo, aliento, por enseñarme y soportarme al largo de esta etapa, por todas las aventuras, por las largas noches de estudio, gracias hermana por tu cariño, tus enseñanzas y regaños, me han ayudado mucho en mejorar, te quiero.

A mi primo y hermano Gerardo por su apoyo, por darse el tiempo en resolver mis dudas que fueron surgiendo durante el desarrollo de este trabajo, por mandarme información que sirvió en el enriquecimiento de esta tesis.

A mi asesor Mc. Ricardo Báez Guzmán, le agradezco la oportunidad que me ha dado de trabajar con él, por sus enseñanzas y un agradecimiento especial por su tiempo y dedicación a la revisión de este trabajo el cual fue fundamental para el enriquecimiento de este.

Agradezco al Dr. Marco Antonio Cruz Gómez por su disposición y tiempo dedicado a la revisión de este trabajo, así como sus comentarios y observaciones.

A la Mtra. Nubia Saavedra Cruz gracias por su disposición y tiempo que dedico a la revisión de este trabajo.

A mis amigos

- Jaqueline, gracias por estos 11 años de amistad, por ser una gran amiga, por tus consejos y apoyo durante todo este tiempo, por todas esas risas, platicas y todos los buenos momentos.
- Andrea, Tony y Ángel, gracias por su amistad, su confianza, por todas las risas que pasamos durante esta etapa, por todos los proyectos juntos, por el estrés de entregar los proyectos y pelarnos, las develadas de estudiar, y por todos esos momentos que

pasamos en las palapas, por cada hora libre que tuvimos y todas las aventuras que pasamos durante la carrera.

- Keila, Richie y Osvaldo gracias por su apoyo, amistad, por esas reuniones desvelándonos jugando y comiendo pizza.

A cada uno de mis compañeros muchas gracias por hacer que esta aventura fuera mucho más divertida.

Agradezco a cada uno de mis profesores que me aportaron su conocimiento y sus enseñanzas, que invirtieron y dedicaron su tiempo a mi aprendizaje

## **RESUMEN**

El codo permite realizar dos movimientos que es la flexión-extensión y pronosupinación del brazo, los cuales nos ayudan a ejecutar diferentes actividades en nuestra vida cotidiana. Sin embargo, esta articulación también se ve expuesta constantemente a enfermedades degenerativas o lesiones que puede ser generadas por actividades laborales, deportivas o en accidentes viales, en los cuales, en la mayoría de los casos, se necesita una intervención quirúrgica y sobre todo una rehabilitación en el codo con el propósito de recuperar el rango de movilidad en la articulación y la persona se pueda reintegrar a sus actividades diarias.

Es por esto que el presente trabajo tiene como objetivo el análisis y diseño de una órtesis dinámica que ayude a las personas en su proceso de rehabilitación la cual debe ser capaz de apoyar en los dos movimientos del codo (flexión-extensión y pronosupinación).

Este trabajo consta de cinco capítulos, el primer capítulo es la introducción al tema, donde se podrán ver los diferentes mecanismos que se han desarrollado y los objetivos que se desean alcanzar a lo largo de este trabajo. En el capítulo dos se estudia la estructura del codo y los conceptos del área mecánica que se implementaran para el diseño de la órtesis. El capítulo tres abordara la biomecánica del codo, en la que se estudiaran las fuerzas que se generan en los músculos y los huesos que se ven involucrados en la articulación. En el capítulo 4 se hablará de la propuesta de diseño de la órtesis para la rehabilitación del codo y los análisis de esfuerzos que se generan en el mecanismo por medio de elementos finitos; dicho diseño y análisis se realiza por medio del software de SolidWorks. Por último, en el quinto capítulo se muestran los resultados y se proponen algunos materiales para la fabricación del mecanismo.

**Palabras claves:** codo, órtesis, diseño, rehabilitación, dinámica, biomecánica, análisis

## ÍNDICE DE CONTENIDO

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Planteamiento del problema .....	1
1.2 Estado del arte .....	4
1.3 Justificación.....	8
1.4 Objetivos de la investigación .....	10
1.4.1 Objetivo General .....	10
1.4.2 Objetivos Específicos .....	10
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO .....	11
2.1 Estructura del codo.....	11
2.1.1 Estructura ósea .....	11
2.1.2 Capsula articular y ligamentos .....	15
2.1.3 Estructura muscular del codo .....	16
2.1.4 Movimiento de flexo-extensión.....	19
2.1.5 Movimiento de pronosupinación.....	19
2.1.6 Patologías en el codo.....	20
2.1.7 Rehabilitación del codo.....	22
2.2 Conceptos mecánicos .....	23
2.2.1 Equilibrio de un cuerpo .....	23
2.2.2 Sistema de fuerzas coplanares.....	24
2.2.3 Momento de una fuerza.....	24
2.2.4 Esfuerzo.....	25
2.2.5 Factor de seguridad .....	26
2.2.6 Análisis por elemento finito .....	27
2.2.7 CAD y CAE .....	27
CAPÍTULO 3. BIOMECÁNICA DEL CODO .....	30
3.1 El hueso.....	30
3.1.1 Propiedades del hueso .....	30
3.1.2 Comportamiento biomecánico del hueso .....	32
3.2 Tendones y ligamentos.....	35
3.2.1 Comportamiento mecánico de tendones y ligamentos .....	36
3.3 El músculo.....	37
3.3.1 Estructura del músculo .....	37

3.3.2 Modelo muscular de Hill.....	39
3.3.3 Mecánica de la contracción muscular .....	40
3.3.4 La fuerza que produce el músculo.....	42
3.3.5 Lesiones musculares.....	44
3.4 El codo .....	45
3.4.1 Cinemática del codo.....	45
3.4.2 Estabilidad del codo .....	46
3.4.3 Fuerzas generadas en el codo .....	47
CAPÍTULO 4. DISEÑO DE LA ÓRTESIS.....	58
4.1 Propuesta de diseño de la órtesis.....	58
4.2 Esfuerzos y resistencias en el mecanismo.....	64
4.2.1 Análisis de la pieza del antebrazo .....	65
4.2.2 Análisis de la pieza de la parte superior del brazo .....	71
4.2.3 Análisis del mecanismo de trinquete.....	74
CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y CONCLUSIONES .....	82
5.1 Resultados .....	82
5.2 Conclusiones .....	86
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	88
ANEXO I: PLANOS .....	92

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 <i>Dispositivos comercializados</i> .....	5
Tabla 3.1 <i>Propiedad mecánicas del hueso compacto y esponjoso</i> .....	31
Tabla 3.2 <i>Características de los cuatro principales músculos que participan en la flexión del codo</i> .....	49
Tabla 5.1 <i>Esfuerzo máximo en cada pieza</i> .....	83
Tabla 5.2 <i>Características de materiales para impresión 3D</i> .....	83
Tabla 5.3 <i>Factor de seguridad de cada pieza de los diferentes materiales</i> .....	84
Tabla 5.4 <i>Factor de seguridad cuando el codo se encuentra</i> .....	84
<i>completamente extendido</i> .....	84
Tabla 5.5 <i>Características de los aceros para la fabricación del trinquete</i> .....	85
Tabla 5.6 <i>Factor de seguridad de trinquete</i> .....	86

## ÍNDICE DE FIGURA

Figura 1.1. Movimiento de flexo-extensión del codo .....	3
Figura 1.2. Movimiento de pronación-supinación .....	3
Figura 1.3. Órtesis rehabilitadora de codo (Segnini, Vaca y Vergara, 2020).....	7
Figura 1.4. Órtesis dinámica para el tratamiento de rigidez del codo (Gallucci, Boretto, Alfie, Donndorff, Agustina Dávalos y de Carli, 2008) .....	7
Figura 1.5. Órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueleto (Escuder Milián, 2017).....	8
Figura 2.1 Articulaciones del codo .....	11
Figura 2.2 Extremos distal de humero (Moore et al., 2018b) .....	12
Figura 2.3 Orientaciones angulares del extremo distal del humero (Nordin y Frankel, 2001) .....	12
Figura 2.4 Porción proximal de la ulna (Moore et al., 2018b).....	13
Figura 2.5 Orientaciones angulares del cúbito (Nordin y Frankel, 2001).....	14
Figura 2.6 Porción proximal de la ulna (Moore et al., 2018b).....	14
Figura 2.7 A) Complejo ligamentoso lateral B) Complejo ligamentoso medial (Kapandji y Lacomba, 2011).....	16
Figura 2.8 Músculos flexo-extensores .....	17
Figura 2.9 Músculos pronosupinadores (Netter, 2011).....	18
Figura 2.10 Ejes de movimientos del codo (Nordin y Frankel, 2001) .....	20
Figura 2.11 Cálculo del momento (Hibbeler, 2010) .....	25
Figura 3.1 Grafica de esfuerzo-deformación del hueso cortical y esponjoso (Nordin y Frankel, 2001) .....	31
Figura 3.2 Grafica de esfuerzo-deformación de un hueso cortical sometido a tensión en diferentes direcciones (Nordin y Frankel, 2001) .....	32
Figura 3.3 Grafica de esfuerzo-deformación de un hueso esponjoso sometido a tensión (Nordin y Frankel, 2001) .....	33
Figura 3.4 Grafica de un hueso cortical sometido a diferentes tasas de carga (Nordin y Frankel, 2001) .....	34
Figura 3.5 Grafica de un hueso cortical femoral sometido a cargas repetitivas (Nordin y Frankel, 2001) .....	34
Figura 3.6 Modelo mecánico del codo (Kapandji y Lacomba, 2011).....	35
Figura 3.7 Grafica de esfuerzo-deformación del tendón (Nordin y Frankel, 2001).....	36
Figura 3.8 Grafica de carga y descarga y la formación de histéresis (Nordin y Frankel, 2001) .....	37
Figura 3.9 Estructura del músculo (Enfermeria.top, 2021).....	38
Figura 3.10 Modelo muscular de Hill (Knudson, 2021) .....	39

Figura 3.11 A) contracción excéntrica B) contracción concéntrica (Escuder Milián, 2017) .....	41
Figura 3.12 Modelo mecánico de la contracción isométrica (Silverthorn, Johnson y Ober, 2009) ..	41
Figura 3.13 Relación longitud-tensión de la contracción de un sarcómero (Silverthorn, Johnson y Ober, 2009) .....	42
Figura 3.14 Relación longitud-tensión de la contracción de un sarcómero (Nordin y Frankel, 2001) .....	43
Figura 3.15 Relación carga-velocidad del músculo (Nordin y Frankel, 2001) .....	43
Figura 3.16 Relación tiempo-fuerza del músculo (Nordin y Frankel, 2001) .....	44
Figura 3.17 Pérdida de alcance con contracturas de flexión en el codo mayores a 30° (Nordin y Frankel, 2001) .....	45
Figura 3.18 A) Ubicación del eje de rotación de flexión (Nordin y Frankel, 2001) B) Eje de rotación de pronación-supinación (Kapandji, 2011) .....	46
Figura 3.19 Consideraciones de la posición del codo para su cálculo de esfuerzos.....	48
Figura 3.20 Diagrama de cuerpo libre del codo .....	49
Figura 3.21 Diagrama de cuerpo libre con las fuerzas musculares y fuerza resultante en el codo ...	52
Figura 3.22 Diagrama de cuerpo libre de la articulación húmero-radial.....	52
Figura 3.23 Fuerza normal y Fuerza Transversal (Gupta, 2021) .....	54
Figura 3.24 Fuerza de ligamentos (Gupta, 2021).....	55
Figura 3.25 Diagrama de <b>FHR</b> considerando ligamentos.....	55
Figura 3.26 Diagrama de cuerpo libre de la articulación Húmero-Cubital .....	56
Figura 4.1 Mecanismo para el movimiento de flexo-extensión del codo.....	59
Figura 4.2 Mecanismo con dos grados de libertad para el codo. ....	60
Figura 4.3 Trinquetes .....	61
Figura 4.4 Mecanismo de trinquete.....	62
Figura 4.5 Mecanismo para fijar al brazo.....	63
Figura 4.6 Mecanismo desarrollado para la rehabilitación del codo A) Vista lateral B) Vista frontal C) Vista isométrica.....	64
Figura 4.7 Mecanismo del antebrazo .....	65
Figura 4.8 Diagrama de cuerpo libre.....	66
Figura 4.9 Diagrama de la fuerza sobre el sujetador (las distancias están en mm).....	66
Figura 4.10 Descomposición de fuerzas .....	67
Figura 4.11 Esfuerzo de von-Mises sobre el mecanismo .....	68
Figura 4.12 Esfuerzo de von-Mises considerando el peso del brazo y el de la masa.....	69
Figura 4.13 Esfuerzo máximo de von-Mises a 180° .....	69
Figura 4.14 Esfuerzo máximo de von-Mises sobre el soporte a 90° .....	70
Figura 4.15 Esfuerzo máximo de von-Mises a 90° .....	71

Figura 4.16 Pieza de la parte superior del brazo .....	71
Figura 4.17 Aplicación de la carga y sujeción del mecanismo .....	72
Figura 4.18 Esfuerzo a $180^\circ$ en el mecanismo de la parte superior del brazo.....	72
Figura 4.19 Esfuerzo a $180^\circ$ en el mecanismo de la parte superior del brazo.....	73
Figura 4.20 Esfuerzo cuando el codo se encuentra a $90^\circ$ .....	73
Figura 4.21 Esfuerzo en el mecanismo generados por el trinquete.....	74
Figura 4.22 Sujeción y momento aplicado en la rueda dentada .....	75
Figura 4.23 Esfuerzo en la rueda dentada con el codo a $90^\circ$ .....	76
Figura 4.24 Esfuerzo en la rueda dentada cuando el mecanismo se encuentra en la tercera posición y el codo completamente extendido .....	77
Figura 4.25 Esfuerzo en la rueda dentada cuando el mecanismo se encuentra en la tercera posición y el codo a $90^\circ$ .....	77
Figura 4.26 Fuerza de reacción sobre la uñeta .....	78
Figura 4.27 Análisis de la uñeta que actúa en la segunda posición.....	79
Figura 4.28 Fuerza de reacción de la uñeta en la tercera posición .....	80
Figura 4.29 Análisis de la uñeta que actúa en la tercera posición.....	80

# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

El codo es una articulación que tiene dos grados de libertad, ya que es capaz de realizar dos movimientos que es el flexión-extensión y el de pronación-supinación, el primer movimiento tiene un arco de movimiento de  $0^{\circ}$ - $160^{\circ}$  aproximadamente, sin embargo, la mayoría de las actividades se pueden realizar un arco que está entre  $30^{\circ}$  y  $130^{\circ}$ . El segundo movimiento que es el de pronación-supinación tiene un rango de movilidad que oscila entre los  $160^{\circ}$ - $170^{\circ}$ . Estos dos movimientos son fundamentales para que se puedan realizar todas las actividades de la vida cotidiana.

El sufrir una fractura en el codo, puede causar varios problemas si no se lleva una buena rehabilitación, ya que el paciente puede perder su arco de movilidad y tener repercusiones en su vida cotidiana y hasta de forma laboral.

La rehabilitación del codo consiste en diferentes terapias para su fortalecimiento, entre estas terapias se involucran ejercicios de flexión-extensión y de pronación-supinación, estos ejercicios se pueden realizar con ayuda de órtesis.

Una órtesis tal como lo define Vargas (2017), es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo o un segmento corporal para mejorar su función. Según su función hay órtesis de descarga, inmovilización, estabilización-soporte, funcionales, posturales, correctoras y mixtas.

La presente investigación pretende diseñar una órtesis dinámica o funcional la cual sirve para incrementar el rango de movimiento (ROM por sus siglas en inglés) de alguna articulación y aplicar tracción para corregir o prevenir contracturas.

En este proyecto se plantea diseñar una órtesis dinámica para la rehabilitación del codo, pretende ayudar a los pacientes en su rehabilitación con los movimientos de flexo-extensión y en el de pronación-supinación, se plantea que debe de ser económica y con material que se encuentren en el mercado para no elevar los costos de fabricación. Se usarán herramientas de software de CAD y CAE y el uso de la impresión 3D.

## 1.1 Planteamiento del problema

El codo es esencial para la interacción y comunicación con el medio. Una falla en el mismo entorpece la alimentación, la higiene, el trabajo, la recreación e infinidad de actividades de la vida diaria, en fin: entorpece la salud. El codo es una de las tres principales

articulaciones de la cadena cinética del tren superior junto con el hombro y la muñeca (Florit Rozas, 2011).

Cuando el cuerpo humano sufre luxaciones, esguinces, torceduras de articulaciones, ligamentos del codo y otras enfermedades asociadas a la misma, acompañadas con accidentes viales, laborales o por deporte que pueden culminar o no con una intervención quirúrgica, en la mayoría de los casos requerir de una rehabilitación pasiva de codo, donde una persona o dispositivo moviliza las extremidades sin ningún esfuerzo del paciente, siendo así que la articulación se somete a un rango de movimiento angular preestablecido y por un período de tiempo determinado (Segnini, Vaca y Vergara, 2020).

Para la rehabilitación de las lesiones se debe controlar la movilidad del codo, se deben recuperar simultáneamente la amplitud articular y la fuerza muscular, tanto en flexo-extensión como en pronosupinación (García Cabezas, Orozco Ramos, Miño Cascante, Serrano Aguiar y Guamán Lozano, 2018).

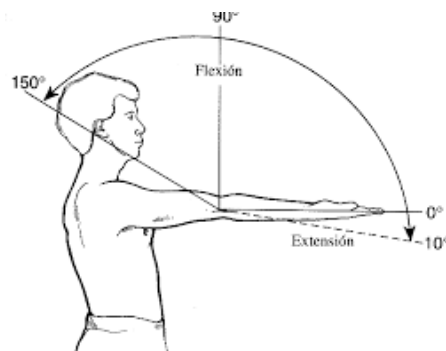
Los métodos de tratamiento proporcionados por el terapeuta usualmente son de forma manual. El terapeuta provee ejercicios de rehabilitación por largas jornadas de trabajo terapéutico, lo que requiere de gran resistencia y ardua labor de rehabilitación. Para esto, el especialista hace uso de diversas herramientas mecánicas que le ayudan a realizar los diversos ejercicios físicos (Montenegro-Meza, Lugo-Villeda., Nuñez-Nalda, Gonzalez-Trigueros y Zaldivar-Colado, 2013).

En el mercado internacional, existen rehabilitadores de codo; estos dispositivos pueden utilizar resortes lineales, de torsión, neumática, electrónica, hidráulica y mecatrónica para controlar los movimientos de la articulación del codo. En este mismo contexto, desde hace una década, se han desarrollado patentes que muestran la evolución de los rehabilitadores con distintas configuraciones geométricas que van desde sistemas netamente mecánicos hasta sistemas mecatrónicos avanzados. Por esto, se observa que los movimientos de rehabilitación pueden ser realizados de manera autónoma por el paciente, que posee un cierto grado de movilidad (Segnini, Vaca y Vergara, 2020). Sin embargo, algunos pacientes pueden requerir diferentes extensiones y flexiones debido al grado de inmovilización que sufre el codo y por lo tanto es importante desarrollar mecanismos que sean capaces de cubrir esta necesidad. Las órtesis dinámicas que se encuentran en el mercado se enfocan en un solo

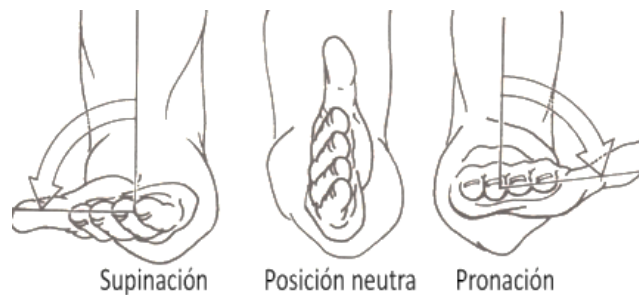
movimiento que es el de flexo-extensión, dejando al lado movimiento de pronación-supinación, los únicos dispositivos que cubren estos dos movimientos son los exoesqueletos.

Como se había mencionado ya existen diferentes dispositivos, sin embargo, estos productos suelen ser de importación y con altos costos de adquisición y de mantenimiento.

En este proyecto se llevará a cabo el análisis y diseño de una órtesis dinámica para la rehabilitación del codo, con restricciones asociadas a materiales de bajo costo y que contribuya a la progresiva rehabilitación de pacientes que han sufrido una fractura en el codo. Deberá de cumplir con los siguientes factores que se establecieron los cuales se deben considerar en la rehabilitación del codo: comodidad, fácil montura, funcionalidad, peso, precio y estética. Esta órtesis dinámica será capaz de hacer el movimiento de flexo-extensión que es  $0^{\circ}$ - $150^{\circ}$  (ver Figura 1.1) y el movimiento de pronación-supinación que es alrededor de  $160^{\circ}$ - $170^{\circ}$ , el movimiento repartido entre la pronación  $80^{\circ}$  y supinación  $85^{\circ}$  (ver Figura 1.2). Se realizará el uso de software de CAD-CAE para realizar simulaciones con la finalidad de obtener la mejor geometría del rehabilitador del codo con dos grados de libertad, que sea capaz de aguantar las cargas sin deformarse permanentemente.



**Figura 1.1.** Movimiento de flexo-extensión del codo



**Figura 1.2.** Movimiento de pronación-supinación

## 1.2 Estado del arte

Una órtesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo o un segmento corporal para mejorar su función. En general los problemas musculoesqueléticos incluyen aquellos relacionados con trauma, deportes y accidentes laborales (Arce G., 2005).

Las órtesis ayudarán a la pronta rehabilitación por medio de la repetición de diversos ejercicios, logrando una progresiva recuperación y que puedan reanudar sus actividades de su vida cotidiana.

- Órtesis estática: es un dispositivo que no permite el movimiento de la articulación y lo mantiene en una determinada posición.
- Órtesis dinámica: estos dispositivos permiten o facilitan el movimiento y ayudan a la rehabilitación de músculos debilitados.

En el mercado existen 3 tipos de rehabilitadores de codo:

- Rehabilitador de movimiento pasivo continuo (CPM, por sus siglas en inglés): Es un dispositivo de movimiento pasivo continuo mantiene el movimiento de una articulación, el movimiento continuo reduce la rigidez y el dolor. En este tipo de rehabilitación hace uso de fuerzas externas motorizadas.
- Rehabilitador de rango de movimiento (ROM, por sus siglas en inglés): es un dispositivo diseñado para personas con rigidez en el codo, el cual tiene como función realizar los movimientos de flexo-extensión y aumentar el arco de movimiento de dicha articulación.
- Rehabilitador de flexión y extensión dinámica: estos dispositivos permiten o facilitan el movimiento. Este tipo de rehabilitador es utilizado primariamente para asistir al movimiento de músculos debilitados, para personas que pueden empezar el proceso de auto rehabilitación.



Las empresas durante la última década se han dedicado al diseño y construcción de dispositivos dirigidos a la rehabilitación de codo, o a su vez, para la mejora de sus funciones, sin embargo, no se tienen investigaciones más contundentes para crear opciones viables dirigidas a una población de bajos recursos económicos y que utilicen materiales de la región (Prentice, 2001).



Existen empresas que desarrollan, investigan y comercian dispositivos terapéuticos para el codo, entre las cuales se puede mencionar: Kinetec®, Chattanooga® y Biomag®,

estas empresas se enfocan a la producción de CPM controlados y automatizados para reproducir movimientos de flexo-extensión con mecanismos.

Existen empresas encargadas de fabricar dispositivos rehabilitadores no automatizados (ROM y Dinámicos), como es el caso de Joint Active Systems Inc., Ormed GmbH, Hely & Weber Orthopedic y Dynasplint Systems Inc., empresas pioneras en este campo. A continuación, en la Tabla 1.1 se muestra una tabla con los productos más relevantes.

**Tabla 1.1** *Dispositivos comercializados*

Empresa	Nombre del producto	Descripción	Ilustración
<b>Joint Active Systems Inc</b>	JAS SPS Elbow	<p>Utiliza principios probados de estiramiento estático progresivo (SPS) para lograr la restauración permanente del ROM. Controlado por el paciente, permite una terapia sin dolor, eliminando prácticamente la protección muscular y asegurando un excelente cumplimiento.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• 170° de flexión</li> <li>• 10° Hiperextensión</li> </ul>	
<b>Ormed GmbH,</b>	X-ACT ROM ELBOW	<p>Es una órtesis telescópica versátil, fácil de aplicar y cómoda, que permite un rango de movimiento ideal, fijo o protegido, para ayudar a mejorar los resultados del paciente después de una cirugía o lesión.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensión de -10° a 90° en incrementos de 10°</li> <li>• Flexión de -10° a 120° en incrementos de 10°</li> </ul>	

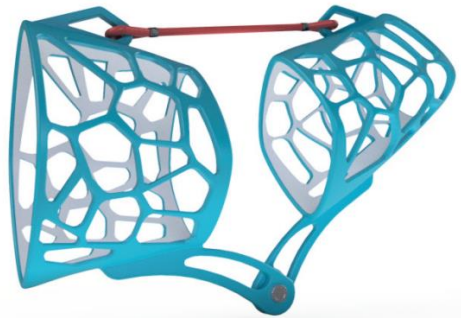
<p><b>Dynasplint Systems Inc</b></p> <p>ELBOW DYNASPLINT® SYSTEM</p>	<p>Diseñado para proporcionar un estiramiento suave y mejorar la recuperación tras una cirugía, una lesión o un traumatismo</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Rango de movimiento flexión: De 50° de flexión a 140° de flexión</li> <li>• Rango de movimiento extensión: De 65° de flexión a 25° de hiperextensión</li> </ul>	
<p><b>Hely &amp; Weber Orthopedic</b></p> <p>Freehand Dex Dynamic Brace™</p>	<p>Permite al portador flexionar temporalmente el codo con una restricción mínima y proporciona resistencia para el fortalecimiento suave del bíceps</p>	

Las órtesis que se encuentran en el mercado (Tabla 1.1) aumentan sus costos ya que suelen ser de importación, actualmente las investigaciones que se ha desarrollado en órtesis son más en dirección al uso de sistemas autónomos con el uso de motores y programación, sin embargo, el uso de estas órtesis suele ser muy costosos y con mantenimiento más complejo.

Se han desarrollado varias investigaciones por parte de universidad en de desarrollo de órtesis, que ayuden a una pronta rehabilitación y que sean de bajos costos, se han hecho diferentes diseños y propuestas innovadoras.

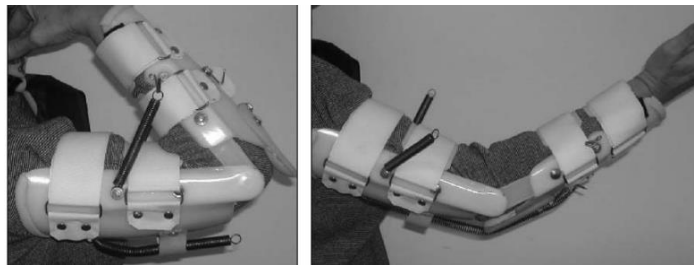
Una de la investigación más reciente es la de Segnini, Vaca y Vergara (2020), quienes desarrollaron una órtesis que ayuda a la rehabilitación del codo que es accionado por el paciente y no necesita de supervisión médica, en la cual usaron escaneo 3D para realizar un dispositivo que se adapte perfectamente a las dimensiones del paciente. Usaron herramientas de diseño de CAD y CAE, posteriormente hicieron la fabricación del dispositivo por medio

de impresión 3D. Dicha órtesis cuenta con un grado de libertad y hace el movimiento de flexión-extensión en un rango de 0°-90°, en la Figura 1.3 se muestra la órtesis.



**Figura 1.3.** Órtesis rehabilitadora de codo (Segnini, Vaca y Vergara, 2020)

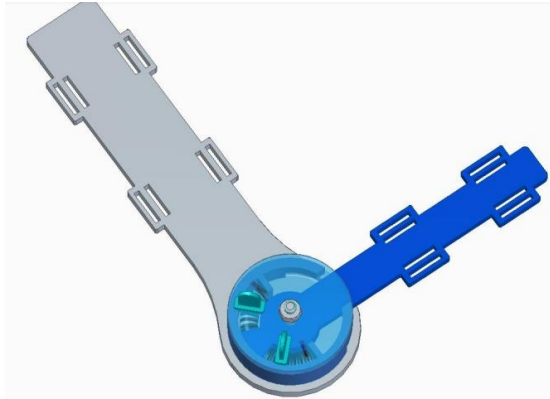
Se tiene otra investigación que fue realizada por Gallucci, Boretto, Alfie, Donndorff, Agustina Dávalos y de Carli (2008), el cual consiste en una órtesis que ayude en la rehabilitación para la rigidez del codo el cual cuenta con brace articulado y con ayuda de unos resortes hacen que se genere una tensión ya sea en flexión o en tensión, como se observa en la Figura 1.4



**Figura 1.4.** Órtesis dinámica para el tratamiento de rigidez del codo (Gallucci, Boretto, Alfie, Donndorff, Agustina Dávalos y de Carli, 2008)

También se han realizados investigación en órtesis que tengan como objetivo no solo la rehabilitación, sino también al cuidado y apoyo de la articulación del codo, como es el caso de Escuder Milián (2017), donde desarrollaron una órtesis con el objetivo de que asuma parte del esfuerzo, al cargar objetos de peso moderado. Su diseño cuenta con una articulación que consta de unos muelles para la estabilidad de la articulación y también el que absorberá parte del esfuerzo. Hicieron uso de software para la modelación y validación de su

dispositivo, posteriormente la mayoría de las piezas las hicieron por medio de una impresión 3D, se puede observar el diseño en la Figura 1.5.



**Figura 1.5.** Órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueleto  
(Escuder Milián, 2017)

Todos los productos que se han desarrollado tienen el mismo objetivo que es el hacer una rehabilitación completa al paciente y puede obtener un buen arco de movilidad, la diferencia en este proyecto es en desarrollar un dispositivo que apoye en la rehabilitación del movimiento de flexión-extensión y en el de pronación-supinación, aparte de esto debe de ser de bajo costo y que se adapte al brazo del paciente.

### **1.3 Justificación**

El codo es una articulación importante para poder realizar nuestras actividades cotidianas y una lesión en esta articulación podría ser fatal y reducir la celeridad de dicha parte del cuerpo, es por esto por lo que es importante tener una adecuada rehabilitación en el codo ya que permitirá fortalecer la articulación, recuperar la movilidad y reducir las posibilidades de otra lesión en un futuro.

Son muchas las causas que pueden causar una lesión en el codo pueden ser en actividades deportivas o hasta en actividades profesionales o domésticas, para la rehabilitación del codo los profesionales de la rehabilitación clínica hacen uso de una herramienta que es la órtesis la cual tiene como principales objetivos estabilizar, soportar, aumentar la movilidad, control de movimientos espásticos o anómalos y descarga de los segmentos distales.

Existe una amplia gama de productos en el mercado, sin embargo, estos productos suelen ser encarecerse por su difícil adquisición y mantenimiento. La propuesta de esta investigación es diseñar una órtesis dinámica para el codo, ya que se pueden bajar los costos, para lograrlo se van a elaborar distintos diseños con diferentes materiales disponibles en mercado. Otra consideración es que sea fácil de fabricar y así las personas puedan tener un acceso factible.

Con la información revisada y el análisis del artículo, existen órtesis dinámicas que solo tienen un grado de libertad que es el movimiento de flexo-extensión, sin embargo, no mencionan que ayudan en el movimiento de pronación-supinación, los únicos mecanismos que realizan estos dos movimientos son los exoesqueletos, sin embargo, estos mecanismos son costosos debido a todos sus componentes. Las órtesis dinámicas normalmente se buscan la inmovilización y una recuperación pasiva del paciente.

A partir de estas consideraciones se ha llegado a la deducción de que es necesario el diseño de una órtesis dinámica, la cual pueda ayudar a pacientes que hayan tenido una fractura en el codo, a seguir con sus terapias desde su casa mediante movimiento de flexo-extensión y el de pronación-supinación. Se desarrollará una propuesta novedosa de órtesis dinámica mediante la incorporación de estrategias de CAD-CAM clásica y análisis de CAE para la configuración precisa de las fuerzas en el paciente, para que sea capaz de soportar las terapias sin deformación, que además pueda ser capaz de imprimirse en 3D. Dichos elementos pueden ayudar en la rehabilitación del codo, dar más autonomía a personas en el proceso de rehabilitación a un coste relativamente bajo.

Se trabajarán con diferentes materiales para el diseño de la órtesis dinámica de los principales serán los termoplásticos, como es el ABS, PETG, TPU y PLA. Los materiales mencionados son de los más económicos, cada uno tiene diferentes propiedades, así como sus pros y contras. Además, son de los más utilizados en impresión 3D, lo cual es una gran ventaja ya que promueve la innovación y la competitividad.

Realizar el diseño de esta órtesis dinámica por medio de softwares de CAD-CAM, permitirá fabricar productos de acuerdo con la geometría que más convenga a los pacientes mexicanos con condiciones económicas favorables al consumidor final; se pretende que pueda ofrecer confiabilidad y precisión, reducir los plazos para obtener replicas óptimas con costes asequibles.

También se introduce un software de CAE como elemento final de verificación digital para la consideración del proceso de rehabilitación activa, ya que se requiere de fuerzas adicionales introducidas por el paciente al dispositivo, dicho software ayudará a mejorar la calidad, su durabilidad y la optimización de la órtesis. Pues no solo es útil en una condición de inmovilidad total del codo sino también en condiciones de la movilidad parcial que puedan darse de forma progresiva.

Todo lo expuesto anteriormente muestra que el diseño de una órtesis dinámica logra diversos beneficios: disminuciones de molestias del dispositivo, decremento de los tiempos para obtener una órtesis, disminución de los costos, una mejor durabilidad y eficiencia en el mecanismo, mayor fiabilidad y ayudar de forma eficaz en la rehabilitación del codo.

## **1.4 Objetivos de la investigación**

### **1.4.1 Objetivo General**

Diseñar una órtesis puramente mecánica que ayude a la rehabilitación del codo en paciente que ha sufrido una fractura en esta articulación, ayudando a realizar los movimientos de pronación-supinación y flexo-extensión.

### **1.4.2 Objetivos Específicos**

- Realizar un estudio de la biomecánica del codo y estudiar la cinemática y dinámica.
- Desarrollar un prototipo empleando SolidWorks.
- Proponer un polímero que sea capaz de soportar los esfuerzos de la órtesis y se pueda usar en la impresión 3D.
- Hacer simulaciones de condiciones de uso en pacientes empleando un software de CAE.

## CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 Estructura del codo

La articulación del codo es la articulación intermedia del miembro superior. Permite al antebrazo aproximarse o separarse del brazo, mediante el movimiento de flexo-extensión, haciendo que el brazo pueda trabajar a diferentes distancias. A su vez orienta la palma de la mano, mediante lo movimiento de pronosupinación. Su movilidad y estabilidad son necesarias para el desarrollo de las actividades cotidianas. (Viladot Voegeli, Golanó Álvarez, Fariñas Barbera, y Sáenz Navarro, 2001)

Esta compleja articulación está compuesta por tres articulaciones, las cuales permiten 2 movimientos. Estas tres articulaciones son: la humero-radial, humero-cubital y radio-cubital proximal (como se muestra en la Figura 2.1), las primeras dos articulaciones que se mencionan ayudan a realizar el movimiento de flexo-extensión, mientras que la última es la que ayuda a realizar el movimiento pronosupinación. Sin embargo, se consideran como una sola articulación porque la cavidad articular, la membrana sinovial, la capsula y los ligamentos son comunes en las tres articulaciones.



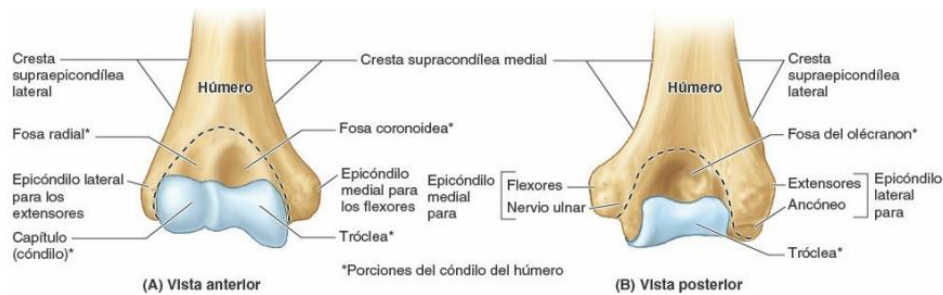
**Figura 2.1** Articulaciones del codo

#### 2.1.1 Estructura ósea

##### Humero

El extremo distal de humero se encuentra integrado por la tróclea, el capítulo (también conocido como cóndilo) y las fosas olecraneanas (fosa coronoidea y fosa radial). Cuenta con caras articulares que son: cóndilo el cual se articula con la cabeza del radio y una tróclea que se articula con el extremo proximal del cúbito o también conocido como ulna. La fosa coronoidea recibe al proceso de coronoides del cubito durante la flexión completa del codo,

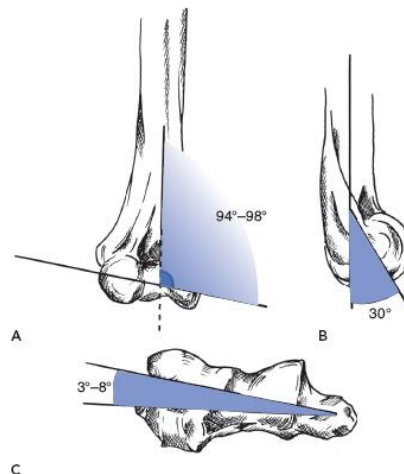
mientras que en la extensión completa la fosa olecraneana es la encargada de acomodar el olécranon del cúbito. La fosa radial, poco profunda, acomoda el borde de la cabeza del radio cuando el antebrazo está completamente flexionado. La estructura del extremo distal del humero se muestra en la Figura 2.2



**Figura 2.2** Extremos distal de humero (Moore et al., 2018b)

El conjunto cóndilo-tróclea puede compararse a la asociación de un diábolo y de una bola, atravesados por un mismo eje. Este eje representa aproximadamente el eje de flexo-extensión del codo.

El cóndilo y la tróclea se encuentran rotados internamente de 3-8° y tienen un ángulo de 94-98° de valgo con respecto al eje longitudinal del humero. La parte distal del humero tiene un ángulo de 30° a lo largo del eje longitudinal del humero, las orientaciones angulares ya mencionadas se pueden observar en la Figura 2.3.



**Figura 2.3** Orientaciones angulares del extremo distal del humero (Nordin y Frankel, 2001)

## Cubito

El cúbito (o ulna) es el hueso que estabiliza el brazo y es el más largo y medial del antebrazo. El extremo proximal del cúbito se articula con el humero de forma proximal y con la cabeza del radio de forma lateral.

Para articularse con el humero cuenta con el olécranon, el cual se proyecta proximalmente desde su cara posterior y actúa como una corta palanca para la extensión del codo, y cuenta con el proceso coronoides. En la Figura 2.4 se muestra la estructura del cubito.



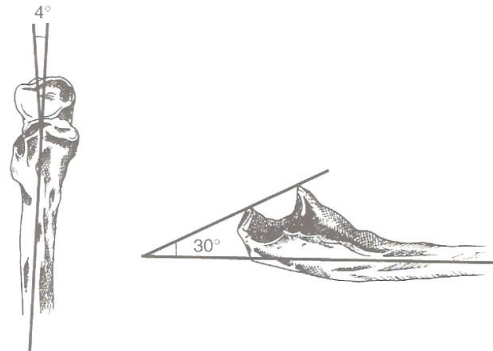
**Figura 2.4** Porción proximal de la ulna (Moore et al., 2018b)

El olécranon y el proceso coronoides forman las paredes de la incisura troclear, que de perfil recuerda a las mandíbulas de una llave inglesa que se cierra alrededor de (se articula con) la tróclea del húmero. La articulación entre la ulna y el húmero en general sólo permite movimientos de flexión y extensión del codo, aunque en la pronación y la supinación del antebrazo tiene lugar un cierto grado de abducción-aducción. Inferior al proceso coronoides se encuentra la tuberosidad de la ulna, en la cual se inserta el tendón del músculo braquial (Moore et al., 2018b).

En la cara lateral del proceso coronoides se encuentra la incisura radial, la cual hace contacto con la cabeza radial, este contacto se puede observar en la Figura 2.4. En la cara lateral del cuerpo del cúbito se encuentra la cresta del músculo supinador y la fosa del supinador, en estas dos partes se inserta la parte más profunda del músculo supinador.

La superficie articular del cúbito tiene una orientación con un ángulo que se encuentra aproximadamente 4-7° de valgo con respecto al eje longitudinal de su diáfisis. Esta superficie articular esta rotada 30° posteriormente con respecto a su eje longitudinal (la cual se muestra

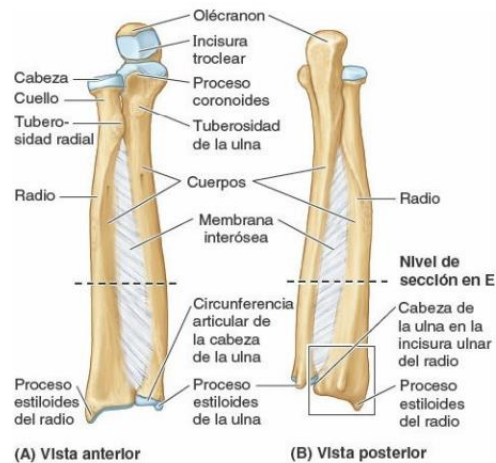
en la Figura 2.5). Esta se asocia con el ángulo que tiene la parte distal del humero, lo que permite dar estabilidad en la extensión del codo.



**Figura 2.5** Orientaciones angulares del cúbito (Nordin y Frankel, 2001)

### Radio

El extremo proximal del radio consta de una cabeza corta, un cuello y una tuberosidad que se dirige medialmente, como se muestra en la Figura 2.6.



**Figura 2.6** Porción proximal de la ulna (Moore et al., 2018b)

La cara superior de la cabeza del radio es cóncava la cual sirve para articularse con el capítulo del humero durante la flexión y la extensión. La cabeza del radio también se articula de forma periférica con la incisura radial del cúbito. Por lo tanto, la cabeza radial está

completamente condicionada por su función articular. El cuello del radio solo es un limitador de la cabeza del radio y la tuberosidad del radio es distal a la parte medial del cuello y marca el límite entre el extremo proximal (cabeza y cuello) y el cuerpo del radio. El cuello radial se encuentra con un ángulo de 15° respecto al eje longitudinal en el plano anterior-posterior alejándose de la tuberosidad radial.

### **2.1.2 Capsula articular y ligamentos**

Como se menciona en Part-Soriano y Sánchez-Alepuz (2021b) aparte de las estructuras óseas antes mencionadas, existen diversos elementos capsuloligamentosos que contribuyen a la estabilidad estática del codo. Estos incluyen la cápsula articular anterior y posterior, y los complejos ligamentosos medial y lateral, que se corresponden a engrosamientos de la cápsula articular.

La capsula articular encierra a las tres articulaciones del codo, la cual presenta un grosor significativo o casi uniforme. Esta capsula es un estabilizador relevante del codo principalmente cuando la articulación se encuentra en extensión. Como se menciona en Gonzalez et al. (2018) la cápsula articular es responsable del 70% de la contención a la distracción de la articulación, además del 30% de la estabilidad en varo y del 40% en valgo.

Los ligamentos consisten en el engrosamiento de la región medial y lateral de la capsula, los cuales forman el complejo ligamentoso medial y el complejo ligamentoso lateral, los cuales se muestran en la Figura 2.7.

#### **Complejo ligamentoso medial**

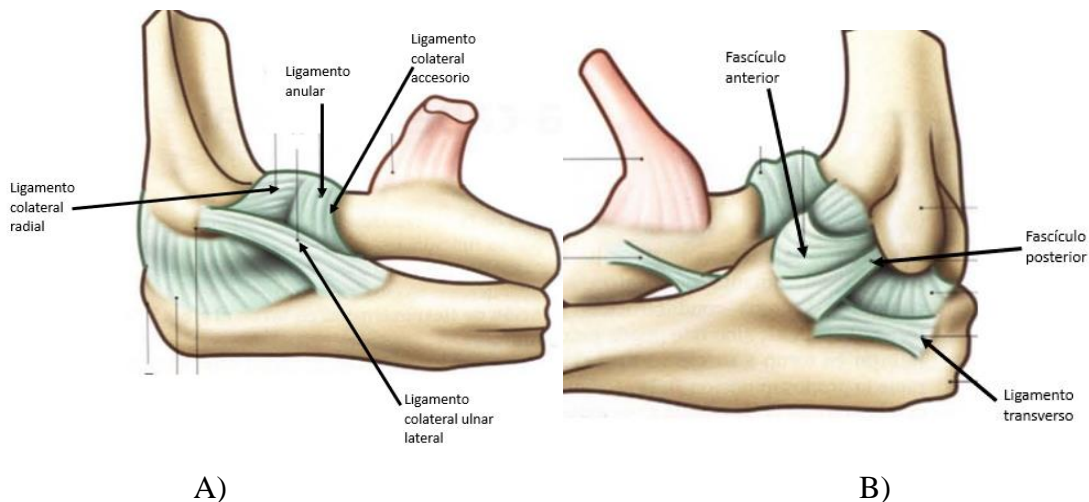
Este complejo se origina en la zona media inferior del epicóndilo medial y adopta una forma de abanico. Este complejo se compone de tres fascículos (Figura 2.7B): anterior (ligamento colateral medial anterior o por su abreviación LCMA), posterior y transversal (o ligamento de Cooper). Cada fascículo tiene una función diferente y dependerá de en qué posición se encuentre el codo ya sea en extensión o en flexión.

- Fascículo anterior: Es el más importante, se encuentra situado por debajo del eje de rotación, se encuentra en tensión tanto en flexión y en extensión del codo. Por lo que proporciona estabilidad al codo.
- Fascículo posterior o de Bardinet: Se encuentra situado por debajo y posterior al eje de rotación, el ligamento se tensa cuando el codo está en flexión.

- Fascículo transverso o de Cooper: Su papel funcional es dudoso.

### Complejo ligamentoso lateral

El complejo ligamentoso lateral está compuesto por 4 ligamentos (Figura 2.7A): el ligamento colateral ulnar lateral (LCUL), el ligamento colateral radial (LCL), el ligamento anular y el ligamento colateral accesorio. Tanto el LCUL como el LCL se originan en un punto isométrico en la región anterior del epicóndilo lateral, manteniendo una tensión constante en todo el arco de flexo-extensión del codo. El ligamento colateral accesorio se extiende desde el ligamento anular hasta la cresta supinadora. Por último, el ligamento anular rodea la cabeza radial, con inserciones en los bordes anterior y posterior de la fosa sigmoidea menor. Su porción anterior se encuentra tensa en supinación y la posterior en pronación. Es un estabilizador de la cabeza del radio.



**Figura 2.7** A) Complejo ligamentoso lateral B) Complejo ligamentoso medial (Kapandji y Lacomba, 2011)

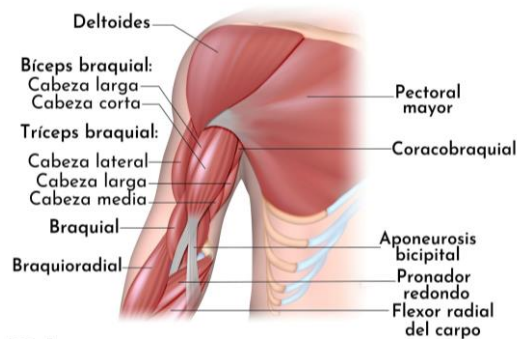
### 2.1.3 Estructura muscular del codo

Los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación son realizados gracias a la acción de los músculos que rodean la articulación del codo. Estos movimientos son el resultado de la acción de más de un músculo.

La flexión se realiza principalmente por tres músculos (los cuales muestran en la Figura 2.8):

- El músculo braquial anterior: siendo el flexor primario del antebrazo.

- El músculo bíceps braquial: su contracción produce una acción flexora sólo cuando el antebrazo se encuentra en posición neutral, y en especial en supinación, contrarrestando así su acción supinadora.
- El músculo braquiorradial: actúa sobre todo como un estabilizador cuando el antebrazo es móvil, y fundamentalmente como flexor cuando el antebrazo se halla fijo.



**Figura 2.8** Músculos flexo-extensores

El extensor primario del codo es el músculo tríceps braquial. El cual está compuesto en su origen por tres cabezas: la larga, la lateral y la medial. La efectividad muscular del tríceps braquial depende de la posición del codo. Entre 20° y 30° de flexión, la acción del músculo tríceps braquial es máxima, disminuyendo su eficacia en favor de la estabilización articular.

Otro pequeño músculo extensor es el músculo ancóneo, el cual interviene en la regulación del movimiento de extensión y adquiere una función estabilizadora del codo.

En extensión completa, la fuerza ejercida por el músculo tríceps braquial tiende a la luxación posterior del cúbito. Cuando actúa sobre el codo flexionado, el componente de luxación se anula para posteriormente invertirse y coaptar las superficies articulares. En flexión completa, el componente de extensión disminuye, siendo de 20° a 30° de flexión cuando el músculo tríceps braquial alcanza su nivel máximo de eficacia.

Los músculos prono-supinadores son cuatro, los cuales se agrupan de dos formas:

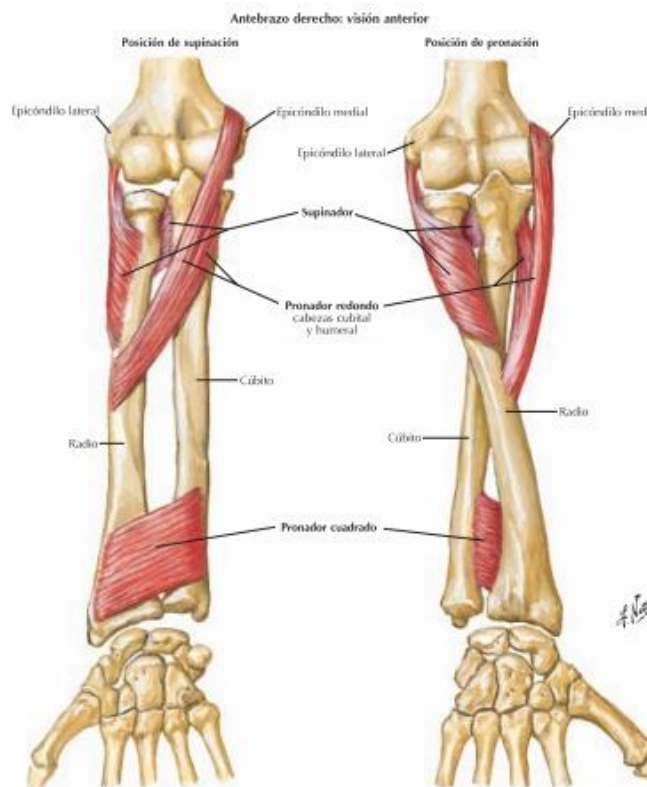
- Un músculo corto y plano: cuya acción es la de desenrollarse.
- Un músculo largo que se inserta en el vértice de una curva.

Los músculos supinadores (Figura 2.9) son:

- Músculo supinador, enrollado en torno al cuello del radio y que se inserta en la fosa supinadora del cúbito: actúa al "desenrollarse".
- Músculo bíceps braquial, el cual se inserta en el vértice de la curva del supinador a la altura de la tuberosidad radial, la máxima eficacia de este músculo se da cuando el codo se encuentra en un ángulo de 90°. El músculo bíceps braquial es el que tiene más potencia de todos los músculos que actúan en la pronosupinación.

Los músculos que actúan en la pronación son (Figura 2.9):

- El músculo pronador cuadrado, el cual se encuentra enrollando en torno al extremo inferior del cubito y actúa "desenrollando" el cúbito en relación con el radio.
- Músculo pronador redondo, se inserta en el vértice de la curva pronadora, su momento de acción es débil y principalmente cuando el codo se encuentra en extensión.



**Figura 2.9** Músculos pronosupinadores (Netter, 2011)

#### **2.1.4 Movimiento de flexo-extensión**

El movimiento de flexo-extensión se lleva a cabo por las articulaciones humero-cubital y humero-radial. El rango de movimiento normal oscila entre  $0^\circ$  y  $140-146^\circ$  de flexión, cuando esta es realizada activamente, aumentando hasta los  $160^\circ$  siendo la flexión máxima. Sin embargo, entre los  $30^\circ$  y  $130^\circ$  de arco de movimiento es posible realizar las actividades cotidianas, es lo que se le conoce como arco funcional del codo (Figura 1.1). El movimiento de flexión-extensión se realiza a través de un eje como se muestra en la Figura 2.10.

Los movimientos de flexión están limitados por los siguientes factores:

- El contacto entre las masas musculares braquiales y antebraquiales como consecuencia de su contracción durante la flexión activa.
- El choque óseo entre la cabeza radial y la coronoides con los fondos de sus respectivas fosas de alojamiento.
- La tensión de la capsula posterior y los fascículos posteriores de los ligamentos colaterales.
- La tensión pasiva del musculo tríceps braquial.

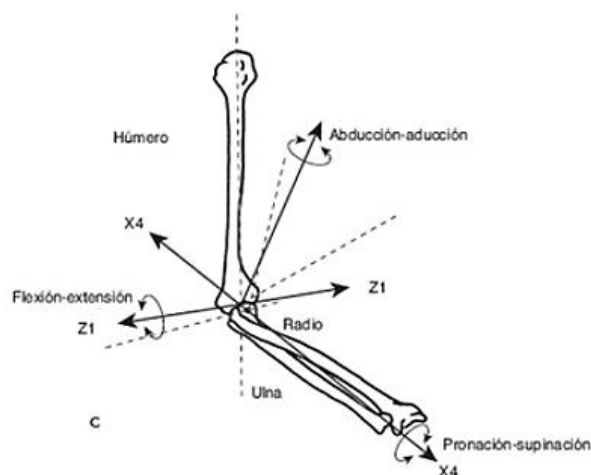
Los movimientos de extensión se encuentran limitados por:

- El contacto del pico del olécranon con el fondo de la fosa olecraneana.
- La tensión de la capsula anterior y los fascículos anteriores de los ligamentos colaterales.
- La tensión pasiva de los músculos flexores

#### **2.1.5 Movimiento de pronosupinación**

Para realizar este movimiento se coloca el codo a  $90^\circ$  de flexión, se define al movimiento de pronación como el movimiento de rotación medial que sitúa el pulgar hacia dentro y la palma de la mano hacia abajo. La supinación es el movimiento que comporta llevar al pulgar hacia fuera y la palma de la mano hacia arriba (Figura 1.2). El rango de movimiento de la pronosupinación es de alrededor de  $160-170^\circ$ , repartidos entre la pronación ( $80^\circ$ ) y la supinación ( $85^\circ$ ). El movimiento de pronosupinación precisa dos articulaciones, la radio-

cubital proximal y la distal. Este movimiento se realiza sobre un eje como se muestra en la Figura 2.10.



**Figura 2.10** Ejes de movimientos del codo  
(Nordin y Frankel, 2001)

### 2.1.6 Patologías en el codo

Las lesiones traumáticas del codo son frecuentes y necesitan una rehabilitación adecuada y precoz. El codo es una articulación en la que pueden quedar numerosas secuelas después de un traumatismo, y su rehabilitación suele ser larga (6-12 meses). El resultado final depende en gran parte de la actitud terapéutica inicial. (Vulliet et al., 2007)

Las patologías que se pueden presentar en el codo son las siguientes: fracturas en el codo, luxación e inestabilidad crónica del codo, traumatismos y heridas de los tejidos blandos e infecciones y quemaduras.

#### **Fracturas en el codo.**

Las fracturas más importantes en el codo son:

- *Fractura de la paleta humeral.* En promedio esta fractura es del 1-2% en adultos, principalmente en varones jóvenes (12-19 años) y en mujeres de 80 o más años.
- *Fractura de la cabeza radial.* Es una fractura articular frecuente, se debe principalmente a un traumatismo indirecto en compresión axial, valgo y rotación lateral.

- *Fractura del olécranon.* El olécranon puede romperse fácilmente si se sufre un golpe directo en el codo o se cae sobre el brazo extendido, esto se debe a que el olécranon no se encuentra muy protegido por músculos o por tejidos blandos.

### **Luxación e inestabilidad crónica del codo**

Las luxaciones o fracturas-luxaciones del codo son frecuentes. Representan el 10-25% de las lesiones traumáticas del codo y ocupan el segundo lugar entre las luxaciones, después de las del hombro. En alrededor del 95% de los casos se trata de luxaciones posteriores o posterolaterales (Vulliet et al., 2007).

Las lesiones suelen comenzar en el fascículo anterior del LCL y después avanzan hasta el LCM en sentido circular, provocando un desgarro de la cápsula anterior y posterior, con la posibilidad de producir una luxación. Puede haber lesiones asociadas: fractura de la cabeza radial (5-10%), de la apófisis coronoides (10%), avulsión de las inserciones epicondíleas medial y/o lateral (10-15%) y lesiones condrales, aún más frecuentes. (Vulliet et al., 2007)

La estabilidad del codo se debe valorar para obtener un programa de rehabilitación correcto. En Vulliet et al. (2007) se menciona que el 15-35% de los pacientes se les detecta una inestabilidad persistente y en el 1-2% una luxación recidivante. En estos casos los trabajos para la rehabilitación son fundamentales, se realizan ejercicios isométricos para fortalecer los músculos.

### **Traumatismos y heridas de los tejidos blandos**

La reparación quirúrgica de un tendón, como una sección del tendón del bíceps o del tríceps requiere que la reparación deba protegerse por lo menos 6 semanas después de la cirugía (es el tiempo de cicatrización del tendón), esta protección se realiza por medio de férulas de inmovilización, para poder limitar el movimiento en la zona afectada y esta se pueda recuperar. Posteriormente la rehabilitación puede iniciar de forma progresiva con la movilidad del codo.

### **Infecciones y quemaduras.**

Las infecciones en el codo son relativamente frecuentes. Los abscesos de la cara anterior del codo se observan esencialmente en las poblaciones de drogadictos, y su tratamiento consiste en un desbridamiento quirúrgico de forma sistemática. La movilización evita la aparición de bridas cicatriciales, responsables de rigidez (Vulliet et al., 2007).

Las quemaduras en el codo plantean problemas particulares, también en este caso se trata esencialmente del problema de las bridas cicatriciales retráctiles de la cara anterior del codo, a ambos lados del pliegue de flexión, que son responsables de rigidez extra articular en flexión. La prevención de estas bridas se basa en un tratamiento tópico adecuado de la quemadura. El uso de férulas de postura en extensión máxima se asocia a posturas prolongadas.

### **2.1.7 Rehabilitación del codo**

La rehabilitación comprende el cuidado de la persona lesionada con problemas neurológicos o musculoesqueléticos. Se concentra en mejorar la función mediante manejo quirúrgico y no quirúrgico y se reconoce como una parte importante de la atención de los problemas, tanto agudos como crónicos. La rehabilitación de estos pacientes suele incluir el aumentar la fuerza muscular, mejorar el control motriz, entrenar a los individuos para que logren el uso más eficaz de la función residual y proporcionar equipo de adaptación para disminuir deformidades de las extremidades (Keenan, Mehta, y McMahon, 2014).

El codo es una articulación bisagra cuya patología, comparada con la de las otras articulaciones del miembro superior, se tiene menos en cuenta o se desconoce. La rehabilitación a menudo inadecuada puede ser una causa considerable de discapacidad de la cadena articular en su conjunto (Vulliet et al., 2007).

Una movilización de la articulación es esencial para recuperar los sectores angulares de movilidad, la movilización debe de superar el umbral de dolor para obtener con rapidez resultados utilizables funcionalmente. Sin embargo, se debe de realizar con prudencia. La recuperación de la movilidad de la articulación radio-cubital es necesaria para la fluidez del movimiento.

El trabajo activo en flexión-extensión y en pronación-supinación, permite al paciente controlar el movimiento y tomar consciencia de sus capacidades. La fuerza de los flexores se desarrolla alrededor de los 90° de flexión (mejores condiciones mecánicas), y la de los extensores, alrededor de los 40° de flexión. Puede permitir la integración de las ganancias articulares por un trabajo concéntrico o excéntrico según el sector deficitario. Se comienza por un trabajo estático y, de forma progresiva, se pasa a un trabajo dinámico concéntrico. El

trabajo excéntrico solicita en particular los tendones y las uniones tendo-musculares (Vulliet et al., 2007).

## 2.2 Conceptos mecánicos

La mecánica es una rama de la ciencia física que estudia el estado del reposo o movimiento de los cuerpos que están sometidos a la acción de fuerzas. En general, esta materia puede dividirse a su vez en tres ramas: mecánica de cuerpos rígidos, mecánica de cuerpos deformables y mecánica de fluidos (Hibbeler, 2010).

En este trabajo se trabajará principalmente con la mecánica de cuerpos rígidos en la rama de estática ya que muchos de los mecanismos se diseñan con la intención de que permanezcan en equilibrio.

La estática es fundamental para el desarrollo y aplicación de la mecánica de materiales, es por esto por lo que es esencial tener un buen concepto de sus fundamentos. A continuación, se repasarán algunos de los principios esenciales de la estática que se estarán usando a lo largo de este trabajo.

### 2.2.1 Equilibrio de un cuerpo

Un cuerpo puede estar sometido a dos tipos de cargas externas, es decir, las fuerzas de superficie, las cuales son causadas por el contacto directo de un cuerpo sobre la superficie de otro, o las fuerzas de cuerpo, esta se produce cuando un cuerpo ejerce fuerza sobre otro cuerpo sin contacto físico directo entre estos (Hibbeler, 2011).

El equilibrio de un cuerpo requiere un balance de fuerzas para impedir que el cuerpo se traslade o tenga un movimiento acelerado. Estas condiciones se pueden expresar de manera matemática mediante la ecuación 2.1 y la ecuación 2.2.

$$\sum F = 0 \quad (2.1)$$

$$\sum M = 0 \quad (2.2)$$

En la ecuación 2.1 la  $\sum F$  representa la sumatoria de todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y  $\sum M$  es la suma de los momentos de todas las fuerzas respecto cualquier punto, ya sea fuera o dentro del cuerpo. Los vectores de fuerza y de momento pueden separarse en componentes a lo largo de los ejes de coordenadas y en las ecuaciones 2.1 y 2.2 pueden escribirse en forma escalar.

La aplicación exitosa de las ecuaciones de equilibrio requiere la especificación completa de todas las fuerzas conocidas y desconocidas que actúan sobre el cuerpo, por lo que la mejor manera de tomar en cuenta todas las fuerzas es dibujar el diagrama de cuerpo libre del cuerpo (Hibbeler, 2011).

### 2.2.2 Sistema de fuerzas coplanares

Una fuerza se puede descomponer en sus componentes a lo largo de los ejes X y Y, a estas se les conoce como componentes rectangulares. Para trabajos analíticos estas fuerzas se pueden representar mediante dos formas puede ser de forma escalar o de forma vectorial cartesiana.

Al obtener las componentes a lo largo de los ejes X y Y, estas se pueden bosquejar con un sentido de dirección adecuado y la fuerza se puede obtener con base a una suma vectorial. Por lo tanto, la magnitud de la fuerza resultante ( $F_R$ ) por medio del teorema de Pitágoras como se muestra en la ecuación 2.3,

$$F_R = \sqrt{F_{RX}^2 + F_{RY}^2} \quad (2.3)$$

para obtener el ángulo  $\theta$ , que especifica la dirección de la  $F_R$ , se determina por medio de trigonometría (ecuación 2.4)

$$\theta = \tan^{-1} \left| \frac{F_{RY}}{F_{RX}} \right| \quad (2.4)$$

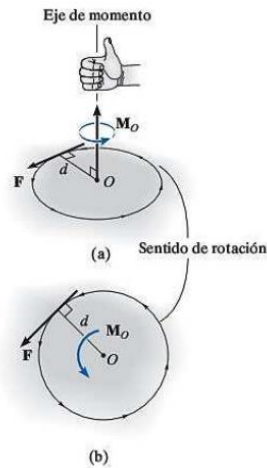
### 2.2.3 Momento de una fuerza

Cuando una fuerza se aplica a un cuerpo, esta producirá una tendencia a que el cuerpo gire alrededor de un punto que no está en la línea de acción de fuerza. Esta tendencia a girar se le conoce en ocasiones como par de torsión, pero con mayor frecuencia es denominada el momento de una fuerza o simplemente el momento (Hibbeler, 2010).

La magnitud del momento (M) se obtiene a partir de la ecuación 2.5

$$M = F * d \quad (2.5)$$

donde  $F$  es la fuerza aplicada y  $d$  es el brazo del momento o distancia perpendicular desde el eje en el punto hasta la línea de acción de fuerza como se muestra en la Figura 2.11. Las unidades de la magnitud del momento son el producto de la fuerza multiplicada por la distancia, en decir,  $N \cdot m$  o  $lb \cdot pie$ .



**Figura 2.11** Cálculo del momento (Hibbeler, 2010)

## 2.2.4 Esfuerzo

El esfuerzo es la fuerza que actúa sobre unidad de área en la que se aplica, este se divide en dos tipos de esfuerzo que es el esfuerzo normal ( $\sigma$ ) y el esfuerzo cortante ( $\tau$ ).

El esfuerzo normal es la fuerza por unidad de área o la intensidad de las fuerzas distribuidas a través de una sección dada, se llama esfuerzo y representada por la letra griega sigma ( $\sigma$ ), el esfuerzo normal se expresa de forma matemática con la ecuación 2.6,

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (2.6)$$

donde  $\sigma$  es el esfuerzo normal en cualquier punto del área de la sección transversal,  $P$  es la fuerza normal interna resultante la cual actúa en el centroide del área de la sección transversal, el área de la sección transversal de donde se está calculando el esfuerzo normal. Se empleará un signo positivo para indicar un esfuerzo de tensión y un signo negativo para indicar un esfuerzo compresivo. Sus unidades se dan en  $\frac{N}{m^2}$  la cual se denomina pascal (Pa).

Si la viga tiene un momento flexionante interno se puede obtener el esfuerzo flexionante que este produce por medio de la siguiente ecuación,

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{Mc}{I} \quad (2.7)$$

donde  $\sigma_{m\acute{a}x}$  es el esfuerzo máximo que se produce en el punto sobre el área de la sección transversal que se encuentra más alejado del eje neutro,  $M$  es momento generado,  $c$  es la distancia perpendicular desde el eje neutro hasta el punto más alejado del eje neutro y por último  $I$  que es el momento de inercia del área de la sección transversal respecto al eje neutro.

El esfuerzo cortante es la intensidad de la fuerza que actúa tangentemente al área, y este se denomina con la letra griega tau ( $\tau$ ). El esfuerzo cortante promedio distribuido en cada área seccionada que desarrolla esta fuerza cortante está definido por la ecuación 2.8,

$$\tau_{prom} = \frac{V}{A} \quad (2.8)$$

donde  $\tau$  es el esfuerzo cortante promedio en la sección que supone es igual en cada punto situado en la sección,  $V$  es la fuerza cortante interna resultante y  $A$  es el área de la sección.

### 2.2.5 Factor de seguridad

La carga máxima que puede soportar un componente en condiciones normales de uso es considerablemente más pequeña que la carga última. Esta carga más pequeña es comúnmente conocida como carga permisible o también es conocida como carga de trabajo o de diseño (Hibbeler, 2010).

La supervivencia de muchos productos depende de la forma en la que se ajusta el esfuerzo inducido por la carga, para que sea menor que la resistencia en un punto de interés del componente que se analiza. En resumen, la resistencia del mecanismo debe de exceder el esfuerzo por un margen suficiente de manera que a pesar de las incertidumbres no se produzca una falla o que la falla no sea frecuente.

La razón entre el esfuerzo ultimo y el esfuerzo permisible se emplean para definir al factor de seguridad (F.S), como se muestra en la ecuación 2.9,

$$F.S. = \frac{\text{Esfuerzo ultimo}}{\text{Esfuerzo permisible}} \quad (2.9)$$

el F.S. es el factor de seguridad el cual debe de ser mayor a 1, el esfuerzo último es la resistencia máxima del material ( $S_u$ ) o normalmente se considera la resistencia a la fluencia (también conocido como límite elástico,  $S_y$ ) y el esfuerzo permisible es el esfuerzo máximo generado en el punto de interés del mecanismo que se analiza.

### **2.2.6 Análisis por elemento finito**

El método de los elementos finitos es un método numérico para resolver problemas de ingeniería y física matemática. Las áreas típicas de problemas de interés en ingeniería y física matemática que pueden resolverse mediante el método de elementos finitos incluyen el análisis estructural, la transferencia de calor, el flujo de fluidos, el transporte de masas y el potencial electromagnético. Para los problemas que implican geometrías complicadas, cargas y propiedades de los materiales, generalmente no es posible obtener soluciones matemáticas analíticas. Las soluciones analíticas son las que vienen dadas por una expresión matemática que arroja los valores de las cantidades desconocidas deseadas en cualquier lugar de un cuerpo (en este caso la estructura total o el sistema físico de interés) y, por tanto, son válidas para un número infinito de lugares del cuerpo. Estas soluciones analíticas suelen requerir la solución de ecuaciones diferenciales ordinarias o parciales que, debido a las complicadas geometrías, cargas y propiedades del material propiedades de los materiales, no suelen ser obtenibles (Logan, 2011).

Este método se realiza principalmente por medio de software ya que estos permiten realizar análisis complejo, ya que son capaces de realizar análisis con una gran variedad de datos de forma rápida y precisa.

### **2.2.7 CAD y CAE**

Los sistemas CAD/CAE se pueden emplear en prácticamente todos los campos de la ingeniería, como en la ingeniería civil, en el diseño y fabricación industrial (con programas como CATIA, PRO/ENGINEERING, SolidWorks, etc.), en física, sobre todo para el análisis cinemático de objetos dentro de fluidos (CFD – Computational Fluid Dynamics), en sistemas de información geográfica y cartográfica (sistemas GIS), en ingeniería eléctrica y electrónica para la fabricación de placas base y el diseño de circuitos integrados, en química, biología, medicina, etc.

#### **CAD**

El diseño asistido por ordenador o por sus siglas en inglés CAD, consiste en uso de programas para crear, modificar, analizar y documentar representaciones gráficas bidimensionales o tridimensionales de objetos físicos. El CAD se utiliza principalmente en las áreas de

ingeniería en el diseño de productos, el cual ayuda en la definición del ensamble de una estructura, hasta el método de fabricación.

El CAD permite a los ingenieros probar de forma interactiva las variantes de un diseño, sin la necesidad de crear un mecanismo físico o disminuyendo el desarrollo de prototipos, lo que permite el reducir costos, mejora la productividad, asegurar calidad del producto, agiliza los tiempos de diseño, permite una visualización de los sub-ensambles de las piezas y del producto final, logra una mayor precisión para reducir los errores y permite obtener una documentación más sólida y sencilla del diseño, que incluye geometrías, dimensiones y listas de materiales.

### **CAE**

La ingeniería asistida por ordenador (CAE por sus siglas en inglés) consiste en un software que ayuda en el diseño, análisis y simulación de productos, estructuras o sistemas.

Las aplicaciones del CAE son muchas y variadas, desde la simulación de procesos de fabricación hasta la optimización o rendimiento de los productos. Algunas de sus aplicaciones son:

- Análisis de tensión y de dinámicas en componentes y ensambles mediante el análisis de elementos finitos (FEA).
- Simulación de sistemas mecatrónicos para un diseño de sistemas mecatrónicos multidominio.
- Análisis de sistemas de control.
- Optimización del producto o proceso.
- Simulación de eventos mecánicos.
- Análisis térmicos y de fluidos mediante la dinámica computacional de fluidos en 3D (CFD).
- Simulación de procesos de fabricación como la fundición, el moldeo o el troquelado por prensa.

Entre las ventajas del CAE se encuentra la reducción de costos y el ahorro de tiempo en el diseño y de fabricación del producto, la mejora en la calidad y precisión de los productos, y la capacidad de optimizar el rendimiento de los sistemas. El CAE permite proporcionar información sobre el rendimiento en etapas más tempranas del proceso de desarrollo, cuando resulta más económico efectuar cambios en el diseño.

La ingeniería asistida por ordenador es una herramienta vital para la mejora y optimización de procesos y sistemas en diversos campos de la ingeniería. Aunque presenta desafíos y limitaciones, sus ventajas son numerosas y pueden ser decisivas en la obtención de un producto o sistema de alta calidad.

## **CAPÍTULO 3. BIOMECÁNICA DEL CODO**

El codo es una articulación compleja que funciona como un punto de apoyo para el sistema de palancas del antebrazo que es responsable de posicionar la mano en el espacio. Un conocimiento detallado de la biomecánica de la función del codo es esencial para que el clínico pueda tratar eficazmente las condiciones patológicas que afectan a la articulación del codo. (Nordin y Frankel, 2001)

El codo está compuesto por una gran variedad de elementos, los cuales son importantes para que este puede realizar su función, como son los huesos, tendones, ligamentos y músculos, sin embargo, cada uno tiene sus limitaciones mecánicas las cuales se verán en este capítulo.

### **3.1 El hueso**

El objetivo del sistema esquelético es proteger los órganos internos, proporcionar uniones cinemáticas rígidas y lugares de inserción muscular y facilitar la acción muscular y el movimiento corporal. El hueso posee propiedades estructurales y mecánicas únicas que le permiten desarrollar estas funciones. Es un tejido ricamente vascularizado que tiene una excelente capacidad de auto reparación y puede alterar sus propiedades y configuración y puede alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica (Nordin y Frankel, 2001).

#### **3.1.1 Propiedades del hueso**

El tejido óseo se considera como un material compuesto de dos fases, el mineral como una fase y el colágeno y la sustancia fundamental como la otra. Las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su dureza y su rigidez.

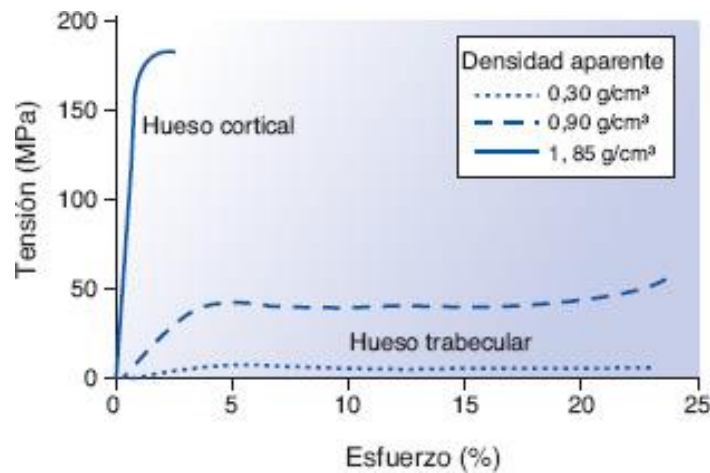
Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, soportando mayor sollicitación, pero menos deformación ante el colapso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, soportando mayor sollicitación, pero menos deformación antes del colapso, el hueso esponjoso puede soportar hasta un 50% de deformación antes de empezar a fallar. En la Tabla 3.1 se muestra una comparación de la resistencia que posee cada hueso y su capacidad de elongación.

**Tabla 3.1** Propiedad mecánicas del hueso compacto y esponjoso

Tipo de hueso	Fuerza final (MPa)	Modulo (GPa)	Elongación (%)
<b>Hueso cortical</b>	100-150	10-15	1-3
<b>Hueso esponjoso</b>	8-50		2-4

Fuente: Nordin y Frankel, 2001

En la figura 3.1 se puede observar una gráfica de esfuerzo-deformación del hueso cortical y esponjoso con diferentes densidades aparentes. La figura detalla la diferencia en comportamiento mecánico cuando ambos huesos se someten a compresión.



**Figura 3.1** Gráfica de esfuerzo-deformación del hueso cortical y esponjoso (Nordin y Frankel, 2001)

En un ensayo donde se compara el comportamiento mecánico del hueso cortical con otros materiales, los cuales son el vidrio y el metal, se puede observar que en la región elástica el vidrio y el metal tiene un comportamiento lineal, por lo tanto, su comportamiento es linealmente elástico, sin embargo, en el caso del hueso cortical en la zona plástica se puede observar que no es recta, ya que presenta una ligera curva, indicando que no es linealmente elástica.

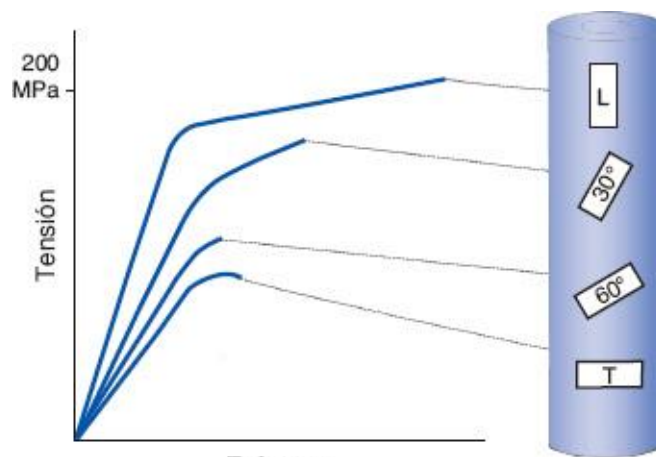
El hueso cortical se deforma antes del colapso, pero a comparación con el metal es de mucho menor. La deformación que se produce en el hueso cortical cuando llega a su límite de elasticidad cuando este se somete a tensión está causada por la desunión de las osteonas en las líneas del cemento y las microfracturas, y cuando el hueso es sometido a compresión se deforma por cada uno de los agrietamientos de las osteonas.

El hueso cortical es capaz de soportar mayor esfuerzo cuando es sometido a compresión alcanzado un aproximado de 190 MPa, en tensión soporta un poco menos aproximadamente 130 MPa, sin embargo, cuando se le aplica una fuerza cortante solo soporta 70 MPa, teniendo un Módulo de Young de 17 GPa aproximadamente, esto solo cuando la carga es longitudinal o axial y cuando la carga se de forma transversal su Módulo de Young es de 11 GPa.

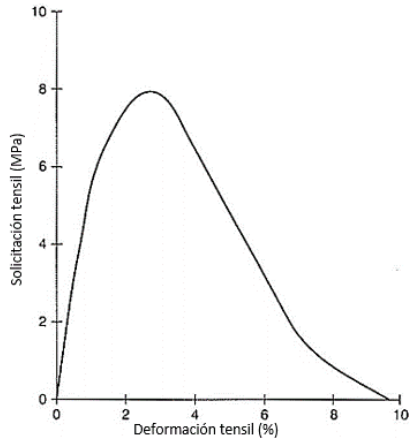
El hueso esponjoso o trabecular resiste menor carga, llegando a un valor de 50 MPa aproximadamente cuando se somete a compresión y en tensión 8 MPa. Tiene un módulo de Young de 0.0-0.4 GPa, sin embargo, sus valores varían dependiendo de la densidad del hueso y la dirección de la carga.

### 3.1.2 Comportamiento biomecánico del hueso

El comportamiento mecánico del hueso se ve afectado por el tipo de carga a la que se encuentra sometido, la dirección de la carga, la tasa de carga y la frecuencia de la carga. Por la estructura propia del hueso, cuando este es sometido a cargas va a variar su comportamiento ya sea si la carga que se aplique sea de forma longitudinal o transversal, a esta característica se le conoce como anisotropía. En la Figura 3.2 se puede observar el comportamiento de un hueso cortical que se somete a tensión en diferentes direcciones.



Como se había mencionado el hueso esponjoso es más dúctil que el hueso cortical hasta 5 veces más también es denso aproximadamente al 25% y rígido entre el 5-10%. En la Figura 3.3 se muestra una gráfica con el comportamiento mecánico cuando un hueso esponjoso se somete a tensión.



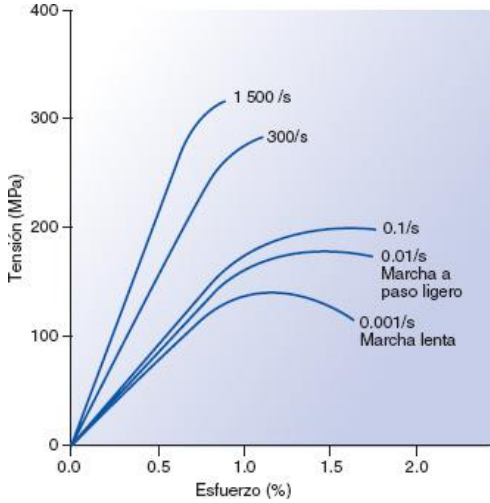
**Figura 3.3** Grafica de esfuerzo-deformación de un hueso esponjoso sometido a tensión (Nordin y Frankel, 2001)

El hueso se somete a diferentes fuerzas que se aplican en su estructura en diferentes direcciones, provocando en el hueso tensión, flexión, corte, torsión y cargas combinadas, todas estas cargas producen un efecto sobre a la estructura interna del hueso.

Cuando se presentan cargas en el hueso, estas pueden ser neutralizadas parcial o totalmente gracias a los músculos que se encuentran insertados en este. La contracción muscular puede disminuir o eliminar los esfuerzos tensión sobre el hueso produciendo cargas compresivas.

El hueso al ser un tipo de material viscoelástico su comportamiento biomecánico va a variar con la velocidad y la cantidad de carga que se le aplique. El hueso soporta mayores cargas cuando se le aplican a mayor velocidad. En la Figura 3.4 se puede observar el comportamiento de un hueso cortical cuando se somete a diferentes tasas de deformación, la gráfica muestra que el hueso es capaz de soportar mayor esfuerzo cuando la marcha es rápida, sin embargo a tasas de deformación muy altas el hueso es muy frágil (provocando una fractura).

Cuando se produce una fractura se libera toda la energía almacenada en el hueso, en el caso de cuando es provocadas por tasas de carga baja suele liberarse por medio de una sola grieta generada en el hueso, sin embargo, cuando se somete a tasa de carga alta ésta es capaz de producir una fractura en el hueso y dañar el tejido blando.

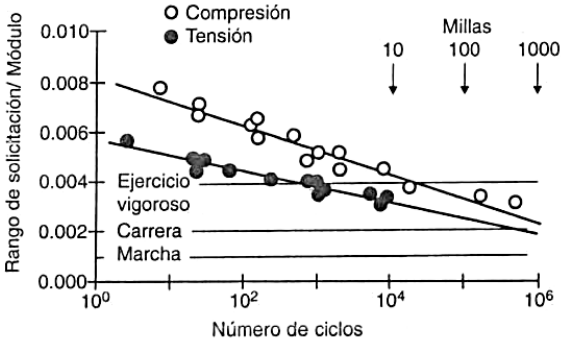


**Figura 3.4** Grafica de un hueso cortical sometido a diferentes tasas de carga (Nordin y Frankel, 2001)

Las fracturas óseas se pueden provocar por una sola carga que excede la fuerza última del hueso o también puede ser provocadas por cargas de menor magnitud, pero de forma repetitiva.

Cuando el hueso es sometido a cargas bajas repetitivas son capaces de provocar microfracturas. El proceso de fatiga del hueso no solo es provocado por la magnitud de la carga y el número de repeticiones, también influye la frecuencia de la carga, ya que al hueso no le da tiempo de repararse, provocando un daño del hueso hasta llegar al colapso.

Las fracturas por fatiga normalmente son provocadas por actividades físicas vigorosas. En la Figura 3.5 se muestra la deformación que sufre un hueso durante diferentes actividades.



**Figura 3.5** Grafica de un hueso cortical femoral sometido a cargas repetitivas (Nordin y Frankel, 2001)

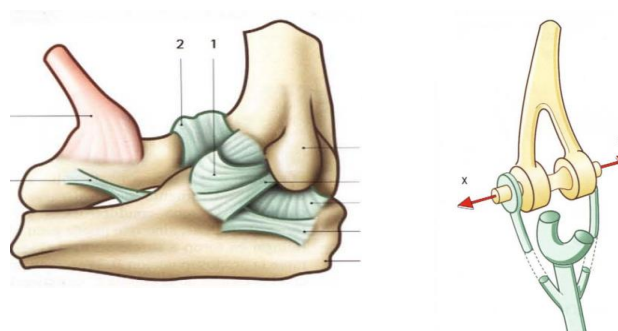
Cuando un hueso se comienza a curar tras sufrir una fractura, se comienza a formar un tejido fibroso o callo alrededor de la fractura que tendrá la función de estabilizar el área. El callo ayudará a incrementar la fuerza y rigidez del hueso en la flexión y en la torsión durante el periodo de curación. Sin embargo, a medida que va avanzando la recuperación del área afectada, el hueso va recuperando su fuerza normal, la masa del callo se reabsorbe progresivamente y el hueso recupera su forma y tamaño normal, si es posible.

En la inmovilización total o parcial del hueso no está sometido a las sollicitaciones mecánicas comunes, lo que conduce a la reabsorción del hueso perióstico y subperióstico y a una disminución en las propiedades mecánicas del hueso. (Nordin y Frankel, 2001)

### 3.2 Tendones y ligamentos

Las tres estructuras principales que rodean íntimamente y conectan y estabilizan las articulaciones del sistema esquelético son los tendones, ligamentos y capsulas articulares. El rol de los ligamentos y capsulas articulares es la unión de huesos y principalmente tienen la labor de estabilizar mecánicamente las articulaciones, también deben de guiar el movimiento articular y son los limitadores estáticos. En la Figura 3.6 se puede observar los ligamentos que se encuentran en el codo y se compara con el modelo mecánico de los tendones del codo.

El tendón colabora con el cuerpo muscular para que se mantenga a una distancia óptima de la articulación sobre la que actúa sin requerir una excesiva longitud del músculo entre el origen y la inserción.



A. Ligamentos del codo

B. Modelo mecánico  
de los ligamentos  
del codo

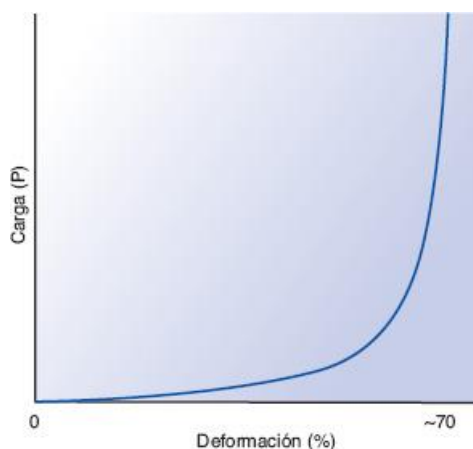
**Figura 3.6** Modelo mecánico del codo (Kapandji y Lacomba, 2011)

Los tendones y ligamentos son conocidos como tejidos colagenosos de fibras paralela, ya que se componen de colágeno; proporciona una gran estabilidad mecánica, proporcionando fuerza y flexibilidad.

### 3.2.1 Comportamiento mecánico de tendones y ligamentos

Los tendones son capaces de soportar las fuerzas de tensión a las que son sometidos por las contracciones musculares que se producen en el movimiento de las articulaciones. Los ligamentos son plegables y flexibles, esto permite que se realicen los movimientos naturales a los huesos en donde estos se insertan, pero también son fuertes y estables para ofrecer una resistencia a las fuerzas a la que se someten.

En la Figura 3.7 se puede observar la curva de esfuerzo- deformación de un tendón que se somete a tensión hasta su colapso, en esta grafica se pueden observar 4 regiones. En la primera región (región inicial) se puede observar que el tendón se empieza a elongar con un pequeño incremento en la carga, en la segunda región (región lineal) la rigidez aumenta rápidamente, comienza la deformación y empieza a tener una relación lineal con la carga. La tercera región, se empieza a tener los primeros colapsos de las fibras de colágeno. La última región es donde se presenta la carga máxima donde se presenta el colapso total del tendón y ya no es capaz de soportar carga.



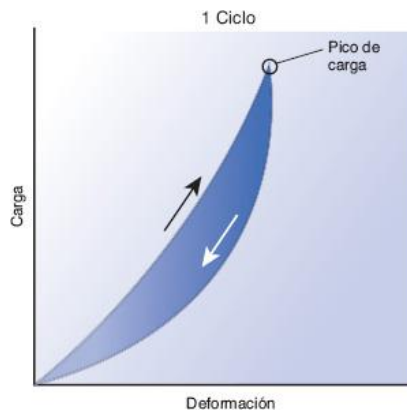
**Figura 3.7** Grafica de esfuerzo-deformación del tendón (Nordin y Frankel, 2001)

Durante la carga y descarga de un ligamento entre dos límites de elongación, las fibras permiten que el material regrese a su forma y tamaño original después de recibir una

deformación. Parte de la energía gastada se almacena, la energía que se pierde representa la pérdida de energía y se le conoce como histéresis como se muestra en la Figura 3.8.

La deformación fisiológica en tendones y ligamentos cuando se realizan actividades cotidianas como correr y saltar oscila entre 2-5%, durante estas actividades el tendón se somete a menos de una cuarta parte de esfuerzo máximo.

Los ligamentos y tendones muestran un comportamiento viscoelástico; sus propiedades mecánicas cambian con diferentes tasas de carga.



**Figura 3.8** Grafica de carga y descarga y la formación de histéresis (Nordin y Frankel, 2001)

### 3.3 El músculo

El músculo es una estructural vital ya que proporciona la fuerza y protección al esqueleto distribuyendo las cargas y absorbiendo los impactos; permiten a los huesos tener movimiento sobre las articulaciones. Los músculos realizan trabajo dinámico y estático, todo esto es realizado por un grupo de músculos y no es realizado por un solo músculo. Los músculos forman el componente contráctil y los tendones el componente elástico en serie.

#### 3.3.1 Estructura del músculo

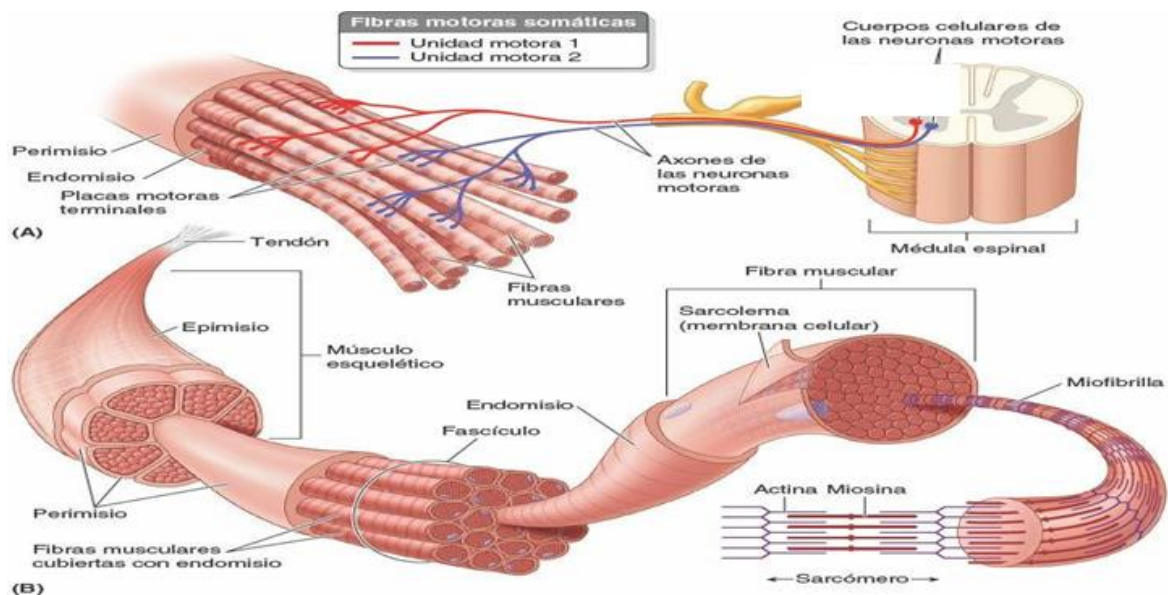
El músculo se compone de fibras musculares, las cuales son células cilíndricas alargadas con muchos cientos de núcleos. Las fibras musculares tienen un espesor que se encuentra aproximadamente entre 10-100  $\mu\text{m}$  y cuentan con una longitud aproximada 1-30 cm.

Una fibra muscular se compone de una gran cantidad de miofibrillas las cuales están recubiertas por una delicada membrana plasmática llamada sarcolema. Las miofibrillas son la unidad básica de la contracción, está constituida por varios sarcómeros que tienen

filamentos delgados (actinas), gruesos (miosina), elásticos (titina) e inelásticos (nebulina). Cada fibra se encuentra cubierta por un tejido llamado endomisio. Las fibras se encuentran organizadas y rodeadas por un tejido que se le conoce como perimisio. El músculo se conforma de varios fascículos los cuales se encuentran envueltos por un tejido conectivo cuyo nombre es epimisio; la estructura del músculo se puede visualizar en la Figura 3.9.

Los sarcómeros se componen de:

- Filamentos delgados. Están compuestos por proteína de actina, se encuentran unidos en los extremos de los sarcómeros en una estructura conocida como la línea Z. Se extienden desde la línea Z hacia el centro de la sarcómera, donde se interponen con los filamentos gruesos.
- Filamentos gruesos. Se encuentra compuesto por la proteína miosina. Se encuentran en la región central de la sarcómera, se encuentran organizados de forma paralela formando lo que se conoce como la banda A.
- Filamentos elásticos. Está compuesto por la proteína de titina, une los filamentos gruesos, mantiene la posición central de la banda “A” a lo largo de toda la contracción y relajación.
- Filamentos inelásticos. Se encuentra compuesta por las proteínas de nebulina y titina.



**Figura 3.9** Estructura del músculo (Enfermeria.top, 2021)

### 3.3.2 Modelo muscular de Hill

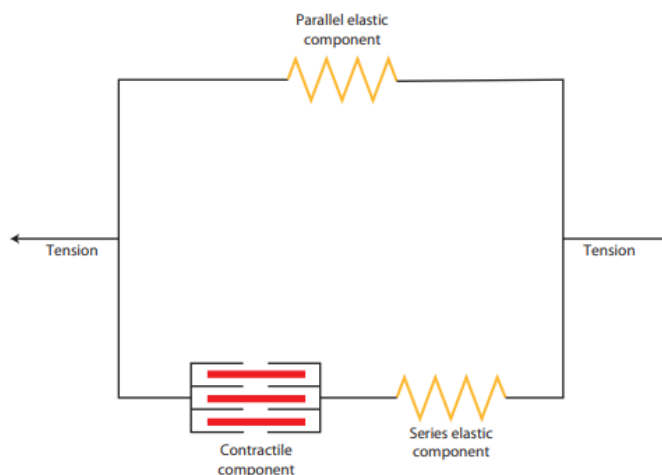
El modelo mecánico del músculo más utilizado es el modelo de Hill, en este modelo se considera los componentes activos y pasivos de la tensión muscular, el cual es de tres componentes.

El modelo de Hill muestra que los tendones representan un componente elástico a modo de muelle el cual se encuentra en serie con un componente contráctil y estos se encuentran en paralelo con un componente elástico, como se muestra en la Figura 3.10.

Cuando ambos componentes elásticos se estiran cuando se realiza la contracción activa o durante el alargamiento pasivo del músculo, se produce una tensión lo que genera energía la cual es almacenada y posteriormente cuando estos se retraen que es provocado por la relajación muscular la energía que se almacenó es liberada.

Los componentes elásticos del músculo como son la distensibilidad y la elasticidad son fundamentales por los siguientes motivos:

- Mantienen al músculo en una buena disposición para la contracción y que la tensión que se genera se realice de forma segura y se transmita suavemente.
- Ayuda a que los elementos contráctiles regresen a su posición original de reposo.
- Apoyan a prevenir el sobre estiramiento.
- La propiedad viscosa de ambos componentes elásticos absorbe la energía cuando se aplica una fuerza y de disipar la energía.



**Figura 3.10** Modelo muscular de Hill (Knudson, 2021)

### 3.3.3 Mecánica de la contracción muscular

Cuando un músculo se contrae se ejerce una fuerza sobre las palancas óseas, a esto se le conoce como la tensión muscular y la fuerza que ejerce externamente al músculo se conoce como carga o resistencia.

Los músculos generan una fuerza para vencer la carga provocando un torque sobre la articulación implicada. Esto se debe a que la aplicación de la fuerza muscular normalmente se encuentra a una distancia del centro del movimiento de la articulación.

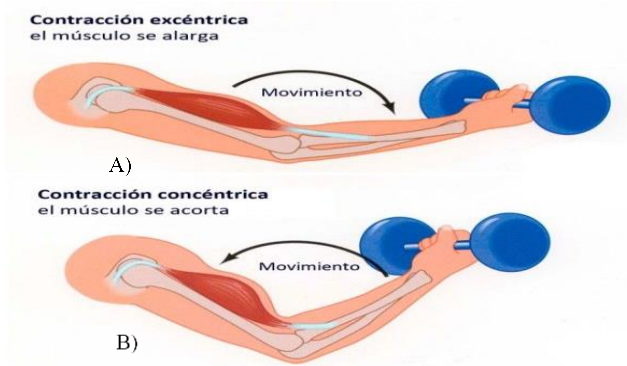
La tensión que genera en un músculo va a variar de acuerdo con el tipo de contracción se realiza. Las contracciones y el trabajo muscular se pueden clasificar con respecto a la tensión muscular y la resistencia a ser vencida.

**Tipos de trabajo.** Se divide en dos tipos de trabajo, el trabajo dinámico y el trabajo estático. En el primero se realiza y se produce movimiento articular, mientras que en el segundo no se realiza trabajo mecánico y la postura o la posición articular se mantiene.

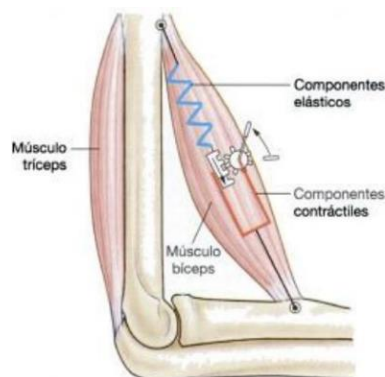
**Tipos de contracción muscular.** La contracción del músculo esquelético se puede dividir en 3 contracciones principales:

- Contracción refleja: son de forma automática y de forma involuntaria.
- Contracción tónica: es una contracción ligera, esta contracción no produce movimiento y no genera ningún tipo de resistencia activa, sin embargo, ayuda al músculo dándole firmeza y ayuda a estabilizar articulaciones y mantener la postura.
- Contracción fásica. Es la que produce el movimiento y la que genera los trabajos dinámicos y estáticos. Dentro de este tipo de contracción se clasifican otras contracciones que van a depender del tipo de trabajo que se realizan.
  - Trabajo dinámico
    - Contracción concéntrica: el músculo desarrolla tensión que es capaz de vencer la carga del segmento corporal, los músculos se acortan y genera movimiento articular, como se muestra en la Figura 3.11 A.
    - Contracción excéntrica: es lo contrario a la concéntrica, ya que en esta contracción no se puede generar suficiente tensión, lo que provoca que sea vencido por la carga y este no se acorta si no hace lo contrario se alarga, como se muestra en la Figura 3.11 B.

- Contracción isocinética: El movimiento de las articulaciones se mantiene una velocidad constante y el alargamiento del músculo se mantiene constante un claro ejemplo de estos movimientos es cuando la natación.
- Contracción isoinercial: la contracción muscular que genera se debe mantener de forma constante para soportar la carga que se le aplica.
- Trabajo estático
  - Contracción isométrica: En esta contracción no se produce un movimiento articular si no que es una contracción que permite mantenerse en una posición erguida soportando una carga, como se muestra en la Figura 3.12.



**Figura 3.11** A) contracción excéntrica B) contracción concéntrica (Escuder Milián, 2017)



**Figura 3.12** Modelo mecánico de la contracción isométrica (Silverthorn, Johnson y Ober, 2009)

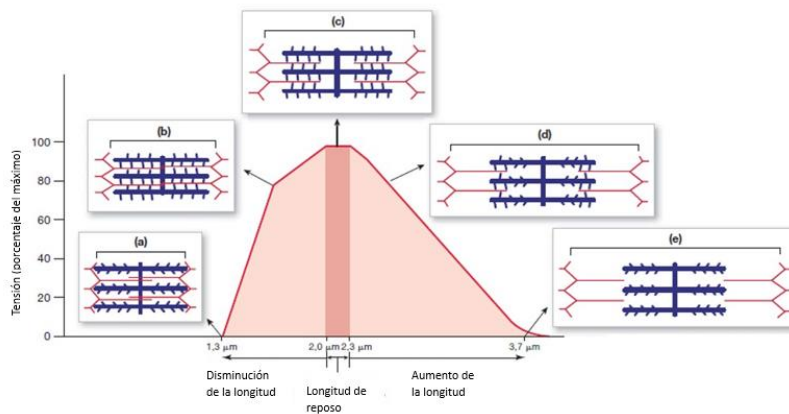
### 3.3.4 La fuerza que produce el músculo

La máxima fuerza que puede desarrollar un músculo es de unos 25-60 N/cm<sup>2</sup> de área transversal, es decir, de 0.25 a 0.6 MPa. Esta fuerza es la misma para hombres y mujeres, que se diferencian en la masa muscular total que poseen la cual es mayor en hombres (Escuder Milián, 2017).

La fuerza que produce el músculo es influenciada por su arquitectura y por las propiedades mecánicas del mismo músculo como son la relación tensión-longitud, carga-velocidad y fuerza-tiempo, otros factores que afectan la fuerza muscular es la temperatura, fatiga y pre-estiramiento.

#### Relación tensión-longitud.

La tensión que ejerce un músculo varía de acuerdo con la longitud a la que se mantiene cuando se estimula, si la fibra muscular se encuentra en su longitud de reposo se produce una tensión máxima, sin embargo, si se acorta la longitud la tensión empieza a decaer de forma lenta y posteriormente decae de forma rápida. Al estirar la fibra la tensión descende gradualmente, así como se muestra en la Figura 3.13.

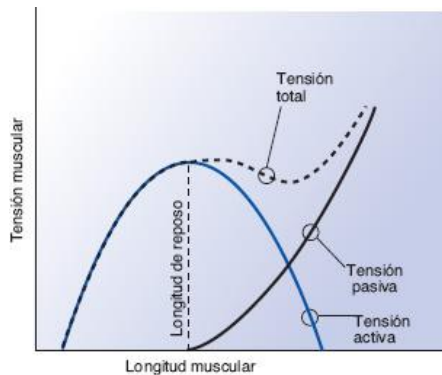


**Figura 3.13** Relación longitud-tensión de la contracción de un sarcómero

(Silverthorn, Johnson y Ober, 2009)

Si en vez de observar un solo sarcómero, nos fijamos en todo el músculo cuando se produce la tensión activa y pasiva como se muestra en la Figura 3.14 se puede observar que en la curva de la tensión activa (contracción) se parece a la curva de un sarcómero (Figura 3.13). La curva de tensión pasiva es la tensión que se desarrolla cuando se estira el músculo más allá de su longitud de reposo, mientras que la curva que esta designada como “tensión total” representa la suma de la tensión pasiva y tensión activa. A grandes rasgos lo que

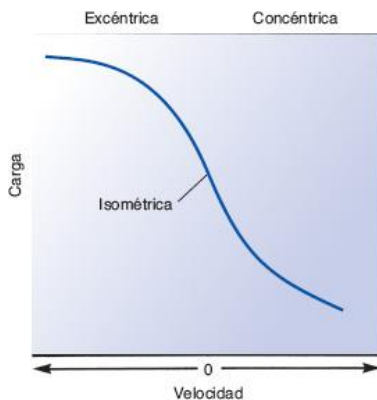
representa la gráfica es que al estirar un músculo más allá de su longitud de reposo la tensión activa disminuye y la tensión pasiva aumenta. Esto ocurre en los músculos biarticulares como son los bíceps y en los tríceps.



**Figura 3.14** Relación longitud-tensión de la contracción de un sarcómero (Nordin y Frankel, 2001)

### Relación carga-velocidad

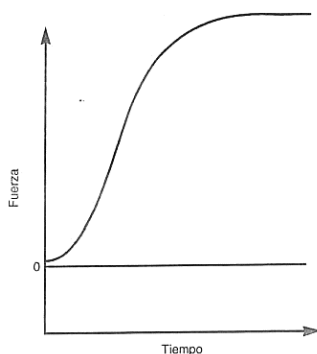
En la Figura 3.15 se muestra una gráfica que muestra la relación de carga-velocidad en donde se representa que mientras la carga o resistencia que se le aplica a un músculo es menor a la que este puede soportar la velocidad de la contracción concéntrica aumenta, sin embargo a medida a que aumenta la carga, va disminuyendo la velocidad hasta llegar al punto en donde la carga iguala la resistencia máxima que el músculo puede soportar por lo tanto la velocidad de la contratación se vuelve nula y se genera una contracción isométrica. Si se sigue aumentando la carga va a pasar a realizar una contracción excéntrica en donde al seguir aumentando la carga la velocidad de la contracción aumenta.



**Figura 3.15** Relación carga-velocidad del músculo (Nordin y Frankel, 2001)

### Relación tiempo-fuerza

La fuerza que es generada por un músculo es proporcional al tiempo de la contracción, en otras palabras, mientras mayor sea el tiempo de la contracción muscular, mayor será la fuerza que se genera. Esto sucede porque el tiempo permite que la tensión que se genera se pueda transmitir a los componentes elásticos que se encuentran paralelos al tendón, esta relación se puede visualizar en la Figura 3.16.



**Figura 3.16** Relación tiempo-fuerza del músculo (Nordin y Frankel, 2001)

### 3.3.5 Lesiones musculares

Un traumatismo por contusión puede disminuir la fuerza muscular, limitar el rango articular y finalmente conducir a una miositis osificante. La laceración muscular, las incisiones quirúrgicas y las lesiones traumáticas del tejido muscular debilitan los músculos, a veces, de manera significativa (Nordin y Frankel, 2001).

Varios estudios han demostrado que el músculo esquelético tiene la capacidad de repararse por sí mismo, sin embargo, los métodos de reposo como son la inmovilización del músculo o el desuso de estos pueden tener un gran impacto sobre el músculo. El desuso y la inmovilización tiene efectos sobre las fibras musculares, como son: pérdida de resistencia, fuerza y la atrofia muscular.

Nordin y Frankel mencionan que estudios clínicos y de laboratorio que se han realizado en el tejido muscular sugiere que el tener un programa de movilidad temprana puede prevenir la atrofia muscular después de una lesión o intervención muscular.

La atrofia que se desarrolla en los cuádriceps cuando estos son inmovilizados por un yeso rígido no se puede recuperar mediante ejercicios isométricos. Sin embargo, la atrofia se

puede disminuir si se permite una movilización anticipada, esto se puede realizar colocando una férula con la que se tenga una movilidad parcial ya que con esta se pueden realizar ejercicios dinámicos.

### 3.4 El codo

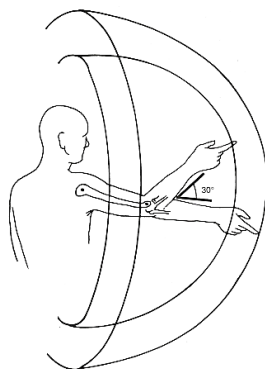
Una comprensión clara de la mecánica y la función del codo es crítica para lograr un amplio entendimiento de los problemas que afectan a la articulación del codo. Este conocimiento proporcionará la base del tratamiento de las alteraciones del codo (Nordin y Frankel, 2001).

Como ya se ha mencionado con anterioridad el codo es una articulación compleja la cual se encuentra conformada por otras tres articulaciones que son húmero cubital, la húmero-radial y la radio-cubital las cuales son las que ayudan a realizar los movimientos de flexo-extensión y pronosupinación.

#### 3.4.1 Cinemática del codo

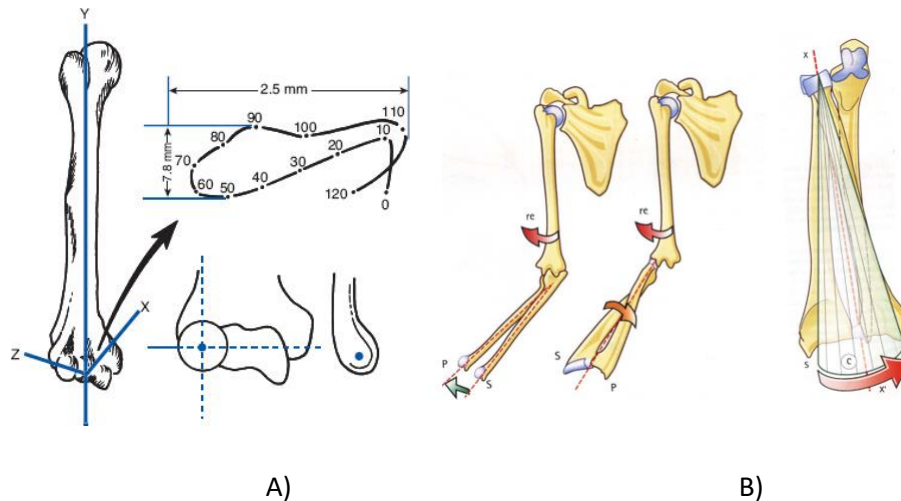
En el capítulo 2 se habló de los rangos de movimientos del codo donde también se comenta el rango mínimo que se necesita para realizar las actividades de la vida diaria, el rango que se mencionaba para el caso de flexión extensión es de  $30^{\circ}$ - $130^{\circ}$  y para el caso de pronación-supinación el rango es de  $50^{\circ}$  para pronación y  $50^{\circ}$  para supinación.

Clínicamente hablando los pacientes pueden soportar contracturas de flexión de un máximo de  $30^{\circ}$ , lo que coincide con el rango funcional del codo. Las contracturas que son mayores a los  $30^{\circ}$  son causadas por molestias que provocan la pérdida del movimiento, lo que provoca que se dificulte la habilidad de alcanzar algo o realizar algunas actividades, en la Figura 3.17 se muestra la pérdida de alcance con las contracturas de flexión del codo mayores a  $30^{\circ}$ .



**Figura 3.17** Pérdida de alcance con contracturas de flexión en el codo mayores a  $30^{\circ}$  (Nordin y Frankel, 2001)

Diversos investigadores han demostrado que el eje de rotación que permite la flexión y extensión se encuentra en el centro de la tróclea, lo que sugiere que el movimiento de flexión se puede representar como una bisagra uniaxial. El eje de rotación de flexión-extensión se sitúa en una estrecha localización de puntos que mide de 2-3 mm en la parte más amplia y se encuentra en el centro de la tróclea y el cóndilo si se observa desde una vista lateral. Este eje se debe de considerar durante procedimientos de re-implantación articular del codo, también cuando se coloca una fijación externa con bisagra alrededor de la articulación, dicho eje se puede observar en la Figura 3.18.



**Figura 3.18** A) Ubicación del eje de rotación de flexión (Nordin y Frankel, 2001)  
 B) Eje de rotación de pronación-supinación (Kapandji, 2011)

Para el caso de la pronación-supinación la cabeza radial rota dentro del ligamento anular y la parte distal del radio rota alrededor de la parte distal del cúbito con un arco que representa la forma de un cono. La rotación interna axial del cúbito es producida por la pronación, mientras que la rotación externa axial se genera por la supinación.

### 3.4.2 Estabilidad del codo

La estabilidad del codo depende de tres estructuras principalmente que son la superficie articular, la capsuloligamentosas y músculo-tendinosas.

- *Elementos óseos articulares.* La contribución de la articulación radio-humeral a la estabilidad del codo está depende de la integridad de los ligamentos colaterales. Si el ligamento colateral medial (LCM) se encuentra dañado, es la cabeza del radio la encargada de proporcionar la resistencia suficiente para evitar la subluxación en el

codo. A la cabeza del radio se le atribuye un 30% de la estabilidad de la articulación en valgo.

- *Estructuras capsuloligamentosas.* Esta estructura es de las más importantes y fundamentales para la estabilidad del codo ya que es la que proporciona la mayor estabilidad del codo. Como se mencionó en el capítulo 2 la capsula articular es responsable del 70% de la contención a la distracción de la articulación, además del 30% de la estabilidad en varo y del 40% en valgo. El LCM el cual mencionaba estos compuestos por tres fascículos, ayuda en 30% a la estabilidad del codo en valgo por medio del LCMA el cual actúa principalmente en flexión, mientras que el fascículo posterior apoya en un 55% en la estabilidad del valgo cuando el codo se encuentra en flexión. El ligamento colateral lateral (LCL) comprende cuatro componentes que se estudiaron en el capítulo 2. El LCL apoya al varo y al desplazamiento posterolateral de diversas formas; el ligamento colateral lateral ulnar (LCLU) realiza un papel de limitante del varo y del desplazamiento posterolateral de la articulación.
- *Estructuras músculo-tendinosa.* Los músculos se desempeñan como estabilizadores secundarios frente la inestabilidad del varo y posterolateral. Los músculos que se insertan en los huesos de la articulación (húmero, cubito y radio) generan fuerzas sobre estas estructuras, dichas fuerzas se encuentran en equilibrio por lo tanto funcionan como estabilizadores dinámicos.

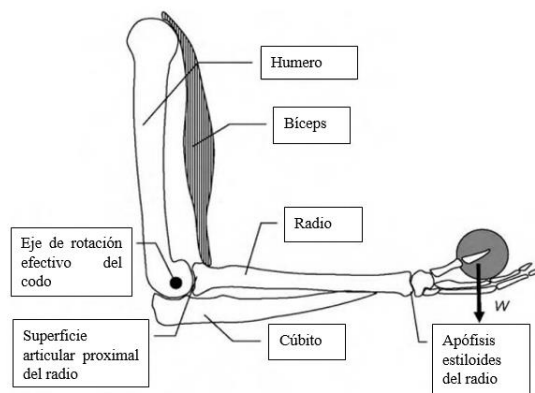
### **3.4.3 Fuerzas generadas en el codo**

La fuerza generada en el codo es máxima cuando se inicia la flexión. Al colocar el codo en un ángulo de 90° se puede observar la disminución de las fuerzas en la articulación, esto se debe a la ventaja mecánica de los flexores del codo secundario al alargamiento del brazo del momento de flexión.

Se ha demostrado que la fuerza generada en el codo es hasta tres veces el peso corporal con ciertas actividades (Nordin y Frankel, 2001). Al realizar algunas actividades como vestirse o comer hallaron que las fuerzas de reacción articular eran de 300 N, el levantarse de una silla generaba una fuerza en el codo de 1700 N y al jalar una mesa tenía una fuerza resultante de 1900 N que es aproximado al peso del cuerpo corporal.

Las áreas de contacto se generan en cuatro ubicaciones, dos se encuentran en el olécranon y dos sobre las coronoides. El área de contacto en el húmero-cubital aumenta cuando el movimiento de la extensión hacia la flexión del codo, también durante este movimiento aumenta el área de contacto de la cabeza radial con el cóndilo.

Se realizara un análisis para obtener las fuerzas de reacción en el codo, para este cálculo se realizarán algunas consideraciones las cuales son: no se van a considerar los efectos dinámicos ya que cuando el codo se encuentra con mucha carga los movimientos suelen ser muy lentos por lo que se pueden despreciar, por este motivo solo se realizará un análisis estático, se considerara el codo en un ángulo de  $90^\circ$  y en supinación, en el extremos del brazo (muñeca y mano) se coloca una masa de la cual se determinó con un peso de 12.5 kg la cual se obtuvo de la NOM-036-1-STPS-2018, que trata del manejo manual de cargas, se menciona que la masa máxima establecida que puede cargar una persona es de 25 kg, sin embargo, esta maniobra se realiza con ambos brazos por lo tanto la masa se distribuye entre los dos brazos, por lo cual la masa que carga cada brazo es de 12.5 kg, la masa se encuentra a una distancia de 31 cm con respecto al eje de rotación efectivo del codo. En la Figura 3.19 se muestran las consideraciones del codo.



**Figura 3.19** Consideraciones de la posición del codo para su cálculo de esfuerzos.

Se tomarán en cuenta cuatro músculos que son los que están involucrados en la flexión del codo y que actuarán sobre la articulación para obtener un equilibrio de fuerzas, los músculos involucrados son: el bíceps (Bi), braquial (Bra) , braquiorradial (Bq) y el extensor radial largo (ERL), las características anatómicas relevantes para el cálculo se

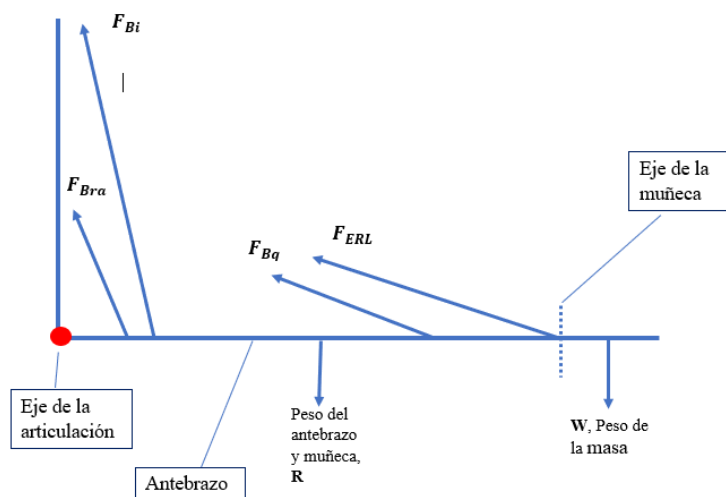
pueden ver en la Tabla 3.2, el lugar de origen ( $L_H$  e inserción ( $L_F$  ) de los músculos son aproximados como se menciona en Ethier y Simmons (2007a).

**Tabla 3.2** Características de los cuatro principales músculos que participan en la flexión del codo

Músculo	$L_H$ (cm)	$L_F$ (cm)	PCSA (cm <sup>2</sup> )	$\theta$ (°)	Lugar donde se inserta
Bíceps	31	8	12.3	76	Radio
Braquial	10	5	13.0	63	Cúbito
Braquiorradial	8	24	2.9	18	Radio
Extensor radial largo	3	25	3.6	7	Radio

Fuente: Ethier y Simmons, 2007

Los músculos, ligamentos y articulaciones de la mano y muñeca no se consideran por su complejidad, por lo tanto, considérense la mano y la muñeca como un conjunto rígido y las tensiones principales solo se considerarán en el radio y cubito. La masa corporal del sujeto se considera en 80 kg, teniendo esto en cuenta un artículo publicado por Castro et al. (2011) se menciona que la masa corporal del antebrazo y la mano es el 2.3% de la masa corporal del sujeto, por lo tanto, la masa corporal del antebrazo y la mano que se considera para este estudio es de 1.84 kg, la cual se encontrara a una distancia de 15.5 cm del eje de la articulación. En la Figura 3.20 se muestra en diagrama de cuerpo libre que se utilizara para este análisis.



**Figura 3.20** Diagrama de cuerpo libre del codo

Se utiliza la ecuación 2.1 para obtener las fuerzas resultantes en la articulación, por lo tanto, primero obtenemos las fuerzas en eje X, dando como resultado la ecuación 3.1,

$$\sum F_x = 0$$

$$F_{Articulacionenx} - F_{Bra} \cos \theta_{Bra} - F_{Bi} \cos \theta_{Bi} - F_{Bq} \cos \theta_{Bq} - F_{ERL} \cos \theta_{ERL} = 0 \quad (3.1)$$

posteriormente se realiza el despeje de la fuerza generada en la articulación sobre el eje X, obteniendo la ecuación 3.2 que nos servirá la obtener la fuerza que se genera en el codo sobre el eje X.

$$F_{Bra} \cos \theta_{Bra} + F_{Bi} \cos \theta_{Bi} + F_{Bq} \cos \theta_{Bq} + F_{ERL} \cos \theta_{ERL} = F_{Articulacionenx} \quad (3.2)$$

Ahora obtenemos las fuerzas en el eje Y, teniendo como resultado la ecuación 3.3, posteriormente se realiza el despeje de la fuerza generada en la articulación sobre el eje Y, dando como resultado la ecuación 3.4.

$$F_{ArticulacionenY} + F_{Bra} \sin \theta_{Bra} + F_{Bi} \sin \theta_{Bi} + F_{Bq} \sin \theta_{Bq} + F_{ERL} \sin \theta_{ERL} - F_R - F_W = 0 \quad (3.3)$$

$$F_{Bra} \sin \theta_{Bra} + F_{Bi} \sin \theta_{Bi} + F_{Bq} \sin \theta_{Bq} + F_{ERL} \sin \theta_{ERL} - F_R - F_W = -F_{ArticulacionenY} \quad (3.4)$$

Ya que se obtuvieron las fuerzas en el eje X y Y se calcula el momento en la articulación con la ecuación 2.2, dándonos como resultado la ecuación 3.5,

$$\sum M_{ejedelaarticulación} = 0$$

$$-M_{Bra} - M_{Bi} - M_{Bq} - M_{ERL} + M_R + M_W = 0 \quad (3.5)$$

se despejan los momentos generados por los músculos dando como resultado la ecuación 3.6.

$$M_R + M_W = M_{Bra} + M_{Bi} + M_{Bq} + M_{ERL} \quad (3.6)$$

Usando la ecuación 2.5 y las fuerzas en el eje Y que se obtuvieron de la ecuación 3.3 se sustituyen en la ecuación 3.6 dándonos como resultado la siguiente ecuación,

$$(F_R * d_R) + (F_W * d_W) = (F_{Bra} \sin \theta_{Bra} * d_{Bra}) + (F_{Bi} \sin \theta_{Bi} * d_{Bi}) + (F_{Bq} \sin \theta_{Bq} * d_{Bq}) + (F_{ERL} \sin \theta_{ERL} * d_{ERL}) \quad (3.7)$$

Sustituyendo los datos que tenemos en la ecuación 3.7 queda de la siguiente forma.

$$4,081.156 Ncm = (F_{Bra} \sin 63^\circ * 5cm) + (F_{Bi} \sin 76^\circ * 8cm) + (F_{Bq} \sin 18^\circ * 24cm) + (F_{ERL} \sin 7^\circ * 25cm) \quad (3.8)$$

El siguiente paso es el obtener la estimación de las fuerzas musculares, así que para obtener esta fuerza se asume que los músculos se estresan ( $\sigma_m$ ) por igual como se menciona

en Ethier y Simmons (2007a), por lo tanto, la fuerza que produce un músculo va a ser proporcional al área de sección transversal, considerando esto se usara la ecuación 2.5, despejamos la fuerza y usamos el PCSA como el área, por lo que nos queda es la ecuación 3.9.

$$F_{muscuro} = \sigma_m * PCSA \quad (3.9)$$

Ahora haciendo uso de la ecuación 3.8 y 3.9, obtenemos la ecuación 3.10, la cual nos va a ayuda a obtener el esfuerzo muscular despejando  $\sigma_m$ , una vez realizado el despeje se desarrolla la ecuación para obtener el resultado del estrés muscular.

$$4,081.156N * cm = (\sigma_m * 13cm^2 * \sin 63^\circ * 5cm) + (\sigma_m * 12.3cm^2 * \sin 76^\circ * 8cm) + (\sigma_m * 2.9cm^2 * \sin 18^\circ * 24cm) + (\sigma_m * 3.6cm^2 * \sin 7^\circ * 25cm) \quad (3.10)$$

$$\sigma_m = \frac{4,081.156Ncm}{(57.915cm^3)+(95.477cm^3)+(21.507cm^3)+(10.968cm^3)} \quad (3.11)$$

$$\sigma_m = 21.957 \frac{N}{cm^2}$$

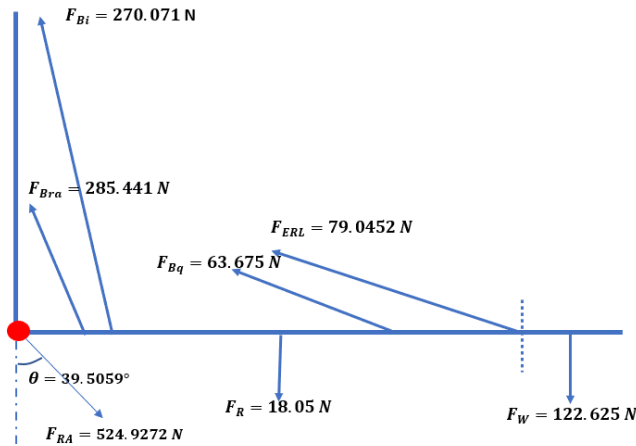
Una vez que obtuvimos el esfuerzo muscular podemos obtener las fuerza que genera cada músculo con la ecuación 3.9 y posteriormente obtener las fuerzas resultantes en el codo, por lo tanto, sustituimos los resultados en la ecuación 3.2 y 3.4 y obtenemos los siguientes resultados,

$$F_{Articulacionenx} = 333.937N$$

$$F_{ArticulacionenY} = -405.012N$$

$$F_{ResultantedelaArticulacion} = 524.9272N$$

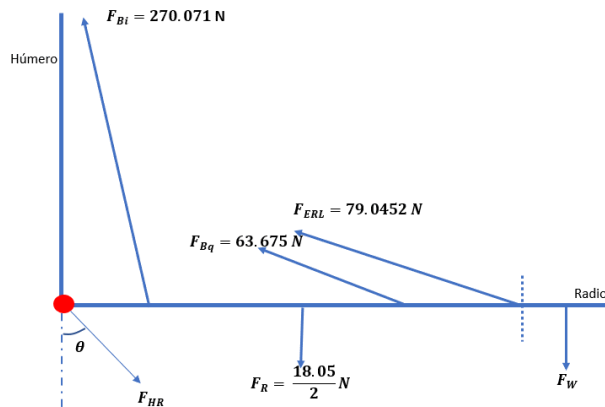
en la Figura 3.21 se muestra un diagrama con las fuerzas musculares y la fuerza resultante en el codo.



**Figura 3.21** Diagrama de cuerpo libre con las fuerzas musculares y fuerza resultante en el codo

Ya que se obtuvieron las fuerzas musculares se, obtendrán las fuerzas de reacción conjuntas de las articulaciones húmero-radial y húmero-cubital. Primero se calcula la fuerza en la articulación húmero-radial.

Para realizar el cálculo de la fuerza de reacción en la articulación húmero-radial ( $F_{HR}$ ) se considera que los dos huesos del antebrazo el radio y el cubito soportan por igual el peso de la extremidad ( $F_R$ ), en la Figura 3.22 se muestra en diagrama de cuerpo libre de la articulación húmero-radial.



**Figura 3.22** Diagrama de cuerpo libre de la articulación húmero-radial

Para obtener la  $F_{HR}$  primero se debe de obtener cuánto está cargando cada hueso del antebrazo de la masa que se encuentra en mano, por lo tanto, se hace uso de la ecuación 2.1, sin embargo, como las fuerzas y ángulos de los músculos son iguales que los anteriores que

se calcularon, se puede hacer uso de la ecuación 3.2 y 3.3, solo que no se tomará en cuenta la fuerza del músculo braquial y el peso del antebrazo se divide en dos, dándonos como resultado la ecuación 3.12 y 3.13.

$$F_{Bi} \cos \theta_{Bi} + F_{Bq} \cos \theta_{Bq} + F_{ERL} \cos \theta_{ERL} = F_{HRx} \quad (3.12)$$

$$F_{Bi} \sin \theta_{Bi} + F_{Bq} \sin \theta_{Bq} + F_{ERL} \sin \theta_{ERL} - \frac{F_R}{2} - F_W = -F_{HRY} \quad (3.13)$$

Sustituyendo los valores en las ecuaciones 3.12 y 3.13 nos quedan de la siguiente manera.

$$270.071 \cos 76^\circ + 63.675 \cos 18^\circ + 79.045 \cos 7^\circ = F_{HRx} \quad (3.14)$$

$$F_{HRx} = 204.35N$$

$$270.071 \sin 76^\circ + 63.675 \sin 18^\circ + 79.045 \sin 7^\circ - 9.025N - F_W = -F_{HRY} \quad (3.15)$$

Para obtener  $F_W$  usaremos la ecuación 2.2, sin embargo, se puede hacer uso de la ecuación 3.6 sin considerar el músculo braquial y despejando el momento producido por la masa, nos da como resultado la ecuación 3.16,

$$M_{Bi} + M_{Bq} + M_{ERL} - M_R = 0 \quad (3.16)$$

se sustituye la ecuación 2.5 en la ecuación 3.16, se despeja la fuerza  $F_W$  y se sustituyen los valores, nos queda lo siguiente,

$$F_W = \frac{(F_{Bi} \sin \theta_{Bi} * d_{Bi}) + (F_{Bq} \sin \theta_{Bq} * d_{Bq}) + (F_{ERL} \sin \theta_{ERL} * d_{ERL}) - (F_R * d_R)}{d_W} \quad (3.17)$$

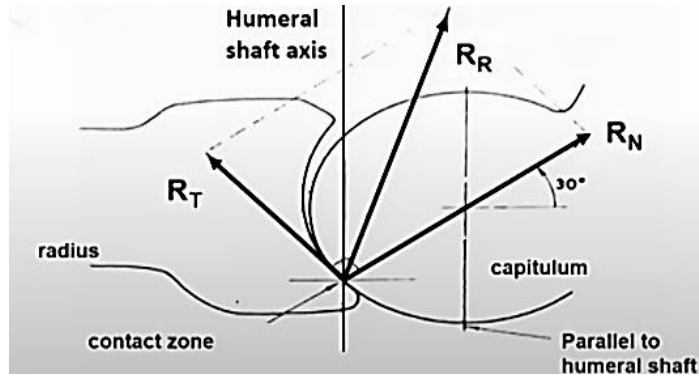
$$F_W = \frac{(270.071 \sin 76^\circ * 8cm) + (63.675 \sin 18^\circ * 24cm) + (79.045 \sin 7^\circ * 25cm) - (9.025 * 15.5cm)}{31cm}$$

resolviendo la ecuación 3.17 nos da que  $F_W = 86.115N$ , este resultando se sustituye en la ecuación 3.15,

$$262.048N + 19.676 + 9.633 - 9.025N - 86.115N = -F_{HRY} \quad (3.18)$$

$$F_{HRY} = -196.217N$$

por lo tanto, la  $F_{HR} = 283.302N$  y  $\theta = 46.163^\circ$ . La fuerza resultante se puede obtener a partir de la fuerza normal y transversal (tangencial) que se genera en el codo, como se muestra en la Figura 3.23.



**Figura 3.23** Fuerza normal y Fuerza Transversal (Gupta, 2021)

La fuerza normal se considera que se encuentra en un ángulo de  $60^\circ$  con respecto al eje de la diáfisis humeral, por lo tanto, nuestra fuerza calculada  $F_{HR}$  se encuentra con un ángulo de  $46.163^\circ$  con respecto al eje de la diáfisis humeral y con un ángulo de  $13.837^\circ$  de la componente normal, considerando esto se pueden obtener las componentes tangenciales y normales, de la siguiente forma.

$$F_{Normal} = 283.302N \cos 13.837^\circ = 275.086N \quad (3.19)$$

$$F_{Tagencial} = 283.302N \sin 13.837^\circ = 67.755N \quad (3.20)$$

La fuerza normal genera una fuerza de tangencial por lo tanto ésta se debe de considerar, sin embargo, para esto se debe de tomar un coeficiente de fricción, que para este caso se considera un factor de fricción de 0.02 (Gupta, 2021).

La fuerza de fricción se puede obtener de la siguiente forma,

$$F_{fricción\ en\ la\ articulación} = 275.086 * 0.02 = 5.501N \quad (3.21)$$

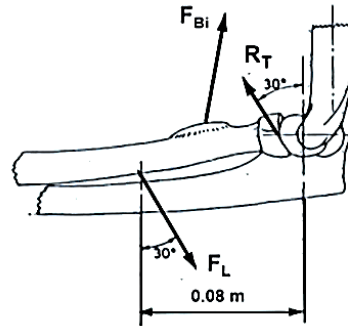
una vez obtenida la fuerza de fricción se le resta a la fuerza tangencial que se obtuvo de ecuación 3.20 y nos da como resultado una  $F_{Tagencial\ con\ fricción} = 62.254N$ , esta fuerza es capaz de generar un deslizamiento, provocando que la cabeza radial se desplace a través del cóndilo, sin embargo, esto no ocurre porque la fuerza es absorbida por el sistema ligamentoso que restablece el contacto radial en equilibrio.

Es esencial saber la fuerza de los ligamentos, por lo tanto, para este estudio se realizarán las mismas consideraciones de Gupta (2021), se supondrá que la fuerza de los ligamentos ( $F_L$ ) actúa como se muestra en la Figura 3.24, es igual a la magnitud de la  $F_{Tagencial}$ , sin embargo, se encuentra en dirección opuesta, lo que genera un momento en el radio ya que estas dos fuerzas no son colineales. Por lo tanto, asumiendo que el conjunto de

ligamentos actúa a una distancia de 8 cm del eje de la articulación, a lo largo del eje radial, va a generar un momento el cual se calcula con la ecuación 2.5, dando el siguiente resultado

$$M_L = 62.254 \cos 30^\circ * 8 \text{ cm} = 431.308 \text{ N} * \text{ cm} \quad (3.22)$$

el momento calculado en la ecuación 3.20 se opone a los músculos flexores, lo que provoca que se reduzca la carga en cada músculo. Por lo tanto, la fuerza resultante se debe de volver a calcular considerando que los ligamentos absorben parte de la fuerza transversal.

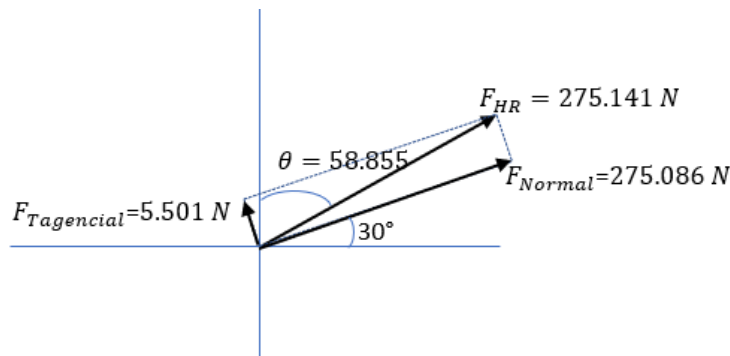


**Figura 3.24** Fuerza de ligamentos (Gupta, 2021)

La fuerza tangencial que se genera en el codo es la que se obtuvo en la ecuación 3.19; la fuerza tangencial que se calculó en la ecuación 3.20 se le resta la  $F_{Tangencialconfricción}$  (fuerza absorbida por los ligamentos), por lo cual, solo nos queda la fuerza tangencial generada por la fuerza normal. Considerando esto se vuelve a calcular  $F_{HR}$  y su ángulo de inclinación con respecto al eje de la diáfisis humeral, en la Figura 3.25 se muestra un diagrama de las fuerzas.

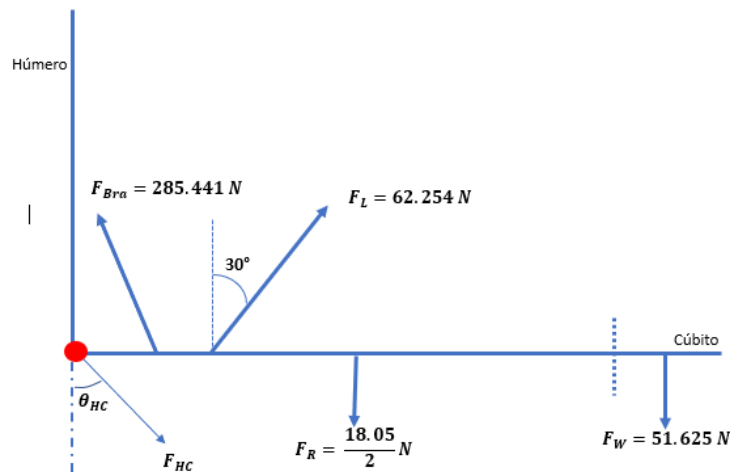
$$F_{HR} = \sqrt{(275.086 \text{ N})^2 + (5.501 \text{ N})^2} = 275.141 \text{ N} \quad (3.23)$$

$$\theta = 60^\circ - \left( \tan^{-1} \frac{5.501}{275.086} \right) = 58.855^\circ \quad (3.24)$$



**Figura 3.25** Diagrama de  $F_{HR}$  considerando ligamentos

Ahora se calculará la fuerza resultante en la articulación humero-cubital, sin embargo, se debe de recalculer la carga que se coloca en la mano ya que anteriormente se había obtenido sin considerar la fuerza de los ligamentos. Se había obtenido un valor de  $F_W = 86.115N$  (ecuación 3.17) en la articulación humero-radial, por lo tanto, la articulación humero-cubital soporta una carga de 36.51 N, pero al considerar la fuerza de los ligamentos (que ayuda a la articulación humero-cubital), que provoca un momento de  $M_L=431.308N * cm$  (ecuación 3.22) y si se considera el momento provocado por la carga externa de  $M_W = 2669.565N * cm$ , nos da un resultado de  $2208.6 N * cm$  lo que equivale a una carga externa de  $71.234N$ . Entonces, la carga externa que soporta articulación humero-cubital es de  $51.625N$ , obteniendo la carga se puede dibujar el diagrama de cuerpo libre (Figura 3.26) de las fuerzas que actúan en la articulación.



**Figura 3.26** Diagrama de cuerpo libre de la articulación Humero-Cubital

Si se calculan las componentes de la fuerza resultante con la ecuación 2.1, por lo tanto, nos queda de la siguiente forma.

$$\sum F_x = 0$$

$$F_{HCx} - F_{Brax} + F_{Lx} = 0 \quad (3.25)$$

Se despeja la  $F_{HCx}$  y se realiza la sustitución de los valores

$$F_{HCx} = 285.441 \cos 63^\circ - 62.254 \sin 30^\circ \quad (3.26)$$

resolviendo la ecuación nos da un valor de  $F_{HCx} = 98.46N$ , ahora se calcular la componente en el eje Y

$$\sum F_Y = 0$$

$$-F_{HCY} + F_{BraY} + F_{LY} - F_R - F_W = 0 \quad (3.27)$$

se despeja  $F_{HCY}$  y se sustituyen sus valores

$$285.441\sin 63^\circ + 62.254\cos 30^\circ - 9.025N - 51.625N = F_{HCY} \quad (3.28)$$

nos da como resultado  $F_{HCY} = 247.593N$ , por lo tanto, la  $F_{HC} = 266.451N$  y tiene un ángulo de  $\theta_{HC} = 68.313^\circ$ .

Se puede obtener la fuerza axial que se genera en el humero ya que es el hueso que recibe la mayor carga, por lo cual se obtiene sumando las fuerzas en el eje X, como se muestra en la ecuación 3.29.

$$F_{axial} = 275.141\sin 58.855^\circ + 266.451\cos 68.313^\circ = 240.768N \quad (3.29)$$

Teniendo la carga axial se puede obtener el esfuerzo axial que se produce en el extremo distal del humero, el cual se obtiene con la ecuación 2.5, para el área se considera de  $58.8mm^2$ , este resultado se obtiene del estudio realizado por Smithson et al. (2021),

$$\sigma_{axial} = \frac{240.768N}{0.000058m^2} = 4.1511MPa \quad (3.30)$$

el esfuerzo obtenido es mucho menor al esfuerzo que es capaz de soportar el hueso.

Este análisis que se desarrolló se encuentra simplificado, ya que si se quisiera realizar un análisis más completo se debe de considerar los músculos secundarios que también actúa en el antebrazo, aunque principalmente su función es la estabilización de la muñeca, sin embargo, su origen proviene del epicóndilo del humero por lo que también tienen un efecto sobre el codo y al considerar esta reacción provocaría que la fuerza de reacción fuera más de forma axial sobre el radio.

## CAPÍTULO 4. DISEÑO DE LA ÓRTESIS

El diseño mecánico es un área compleja que requiere de muchas habilidades. Siempre se requiere de una propuesta en la cual las ideas se presentan y se revisan.

Primero se aborda la naturaleza del diseño en general, luego el diseño en ingeniería mecánica en particular. El diseño es un proceso iterativo con muchas fases interactivas. Existen muchos recursos para apoyar al diseñador, entre los que se incluyen muchas fuentes de información y una gran abundancia de herramientas de diseño por computadora. (Budynas y Nisbett, 2012)

Siempre en el diseño se deben de tener consideraciones como son la economía, la seguridad y la responsabilidad legal del producto. La supervivencia de un componente mecánico se encuentra relacionada con el esfuerzo y la resistencia, en el área del diseño siempre existe la incertidumbre sin embargo se aborda partir del factor de diseño y el factor de seguridad. Otras consideraciones en esta área son las dimensiones, tolerancias, unidades y cálculos.

Una propiedad importante en el análisis de mecanismos es el número de grados de libertad del eslabonamiento. El número de grados de libertad es el número de entradas independiente requeridas para determinar con precisión la posición de todos los eslabones del mecanismo con respecto al marco de referencia.

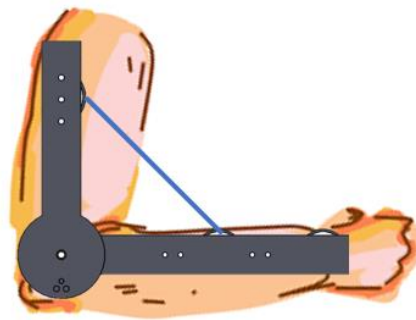
En este capítulo se habla del diseño del mecanismo y su estructura, posteriormente se estudiará los esfuerzos que se generan en el mecanismo y se hará uso del software de SolidWorks para el análisis por elemento finito del mecanismo. La selección del material que se emplea para la fabricación del mecanismo se realizará en el siguiente capítulo, junto con la obtención del factor de seguridad.

### 4.1 Propuesta de diseño de la órtesis

Para el diseño de esta órtesis se consideró los dos grados de libertad con lo que cuenta la articulación del codo, se analizaron sus movimientos y el rango que estos abarcan, con el fin de obtener una mejor rehabilitación.

Como se estudió en el Capítulo 2 el codo cuenta con dos grados de libertad, que es la flexo-extensión el cual tiene un rango de  $0^\circ$  a  $140-146^\circ$  hasta un máximo de  $160^\circ$  y pronosupinación el cual cuenta con un rango de  $160-170^\circ$  el cual se encuentra repartido de  $80^\circ$  en pronación y  $85^\circ$  en supinación contando con una posición neutral.

El primer problema por resolver es el movimiento de flexión-extensión ya que supone ser el movimiento más fácil de realizar por un mecanismo. Para este movimiento se realiza la propuesta de un mecanismo que consta de dos piezas las cuales se unen por medio de un eje el cual permite el movimiento, este eje se encuentra aproximadamente a la altura de la articulación, donde está el eje de rotación de la flexo-extensión, el mecanismo cuenta con una banda elástica, la cual ayuda como amortiguador si se carga una masa y así poder ayudar al paciente durante su proceso de rehabilitación. La propuesta de este mecanismo se muestra en la Figura 4.1, a pesar de que ayuda en los ejercicios de rehabilitación de flexo-extensión, tiene sus desventajas porque solo permite realizar un movimiento, por lo que solo cuenta con un grado de libertad y no da buena estabilidad al codo lo que puede provocar más daño y dolor al paciente.

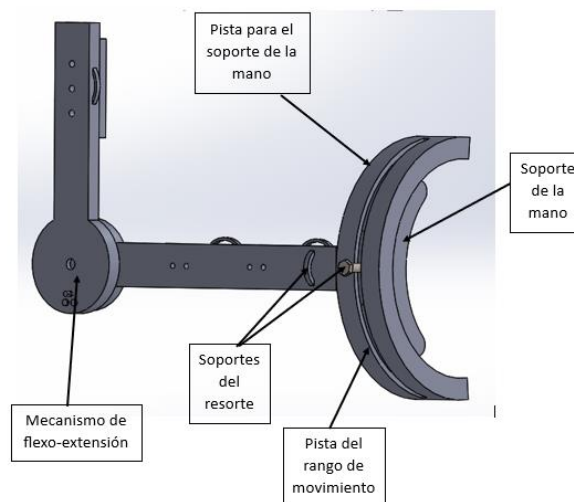


**Figura 4.1** Mecanismo para el movimiento de flexo-extensión del codo

El siguiente paso es analizar el movimiento de pronosupinación, por lo que, para realizar este movimiento se considera un mecanismo que consta de dos partes, el primer mecanismo consiste en soporte en el que se fija la palma de la mano y realiza un movimiento semicircular, este rango de movimiento es de  $160^\circ$ , dividido en  $80^\circ$  en pronación y  $80^\circ$  en supinación, la segunda parte de este mecanismo se encuentra fija al mecanismo de flexo-extensión del codo antes presentado (Figura 4.1), funciona como una pista para el mecanismo en el que se fija la mano, los ejercicios de rehabilitación se pueden realizar con ayuda de un resorte o banda elástica, la cual se fija en el mecanismo de flexo-extensión y el otro extremo se coloca en la pieza en la que se fija la mano, como se muestra en la Figura 4.2.

El mecanismo que se muestra en la Figura 4.2 cuenta con los dos grados de libertad que tiene el codo y es capaz de apoyar en los ejercicios de rehabilitación, sin embargo, se

puede considerar que no da estabilidad al codo y en los ejercicios de rehabilitación se debe de realizar de forma progresiva ya que los músculos y ligamentos deben de ir recuperando la fuerza e ir perdiendo su rigidez. Por lo tanto, la órtesis debe de ayudar al paciente en realizar las diferentes contracciones musculares que es capaz de realizas como son la isométrica, la concéntrica y la excéntrica, las cuales se estudiaron en el Capítulo 3.

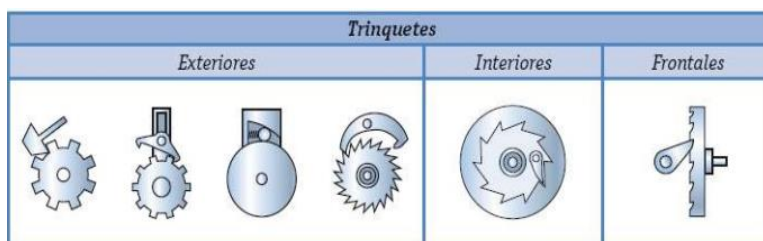


**Figura 4.2** Mecanismo con dos grados de libertad para el codo.

Se considera el modelo mecánico de los músculos que se muestra en la Figura 3.12, el cual se puede observar que el músculos para ejercicios isométricos se pueden ver como si fuera un mecanismo de trinquete; este mecanismo funciona para impedir el giro de un eje en un sentido y permitir el giro hacia un solo sentido, consta de una rueda dentada exterior o interior de dientes oblicuos y de una uña que actúa en contra de los dientes, puede funcionar mediante un muelle o por el peso propio de la uñeta, este mecanismo nos permite regular el movimiento asegurando un sentido único de giro, como se muestra en la Figura 4.3. La fuerza y resistencia del trinquete ofrecen una gran seguridad, ya que impiden que la carga propia se convierta en un elemento motriz cuando la fuerza de elevación cesa. Se pueden distinguir 4 tipos de trinquetes:

- *Trinquete de retención o fijo.* Solo permiten el giro en u solo sentido.

- *Trinquete de accionamiento.* Cuando un mecanismo con un movimiento de vaivén empuja a la rueda dentada en el sentido de giro permitido, mientras que la uñeta impide el giro en el sentido contrario.
- *Trinquete reversible.* Se puede permitir o retener el movimiento en ambos sentidos, gracias a su sistema de uñetas reversible y al diseño de los dientes.
- *Trinquete irreversible.* Solo permite o retiene el movimiento siempre en el mismo sentido de giro.



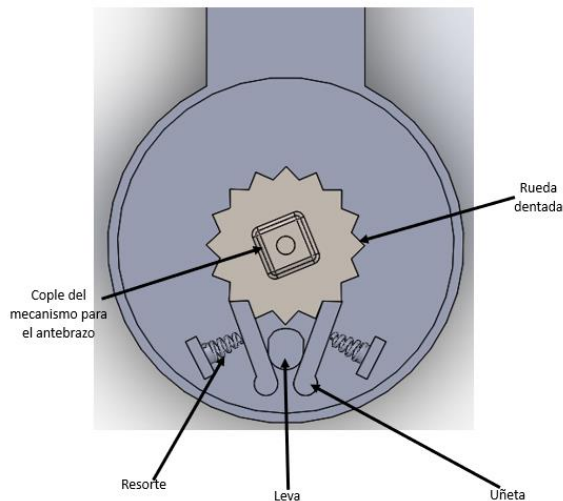
**Figura 4.3** Trinquetes

La parte más importante del mecanismo es el eje de rotación de flexo-extensión, ya que recibe todos los esfuerzos y momentos que soporta el codo, por lo tanto el mecanismo que se usará es el de trinquete reversible, el cual funcionará como sustituto de articulación, su trabajo será dar apoyo en la contracción isométrica, mientras que la banda elástica apoyará en las contracciones concéntricas y excéntricas, también proporcionará estabilidad al codo y permitirá realizar ejercicios de forma lenta y con descansos en diferentes ángulos del codo. Se usará un trinquete reversible con el propósito de poder utilizar cuatro posiciones como se muestra en la Figura 4.4, estas posiciones consisten en lo siguiente:

1. La primera posición consiste en el bloqueo completo de la rotación del trinquete, esta posición se incorpora principalmente para la realización de los ejercicios de pronosupinación la cual se realiza de manera eficiente cuando el codo se encuentra en un ángulo de  $90^\circ$ , también ayudará al paciente a descansar el codo y a no realizar ningún tipo de esfuerzo en la articulación, el bloqueo del mecanismo no solo se puede realizar a  $90^\circ$ , sino también en cualquier otro ángulo que se encuentre en el rango de movimiento de la flexo-extensión.
2. En la segunda posición la leva mueve una de las uñetas permitiendo el giro en un solo sentido, en esta posición solo se puede realizar el movimiento de

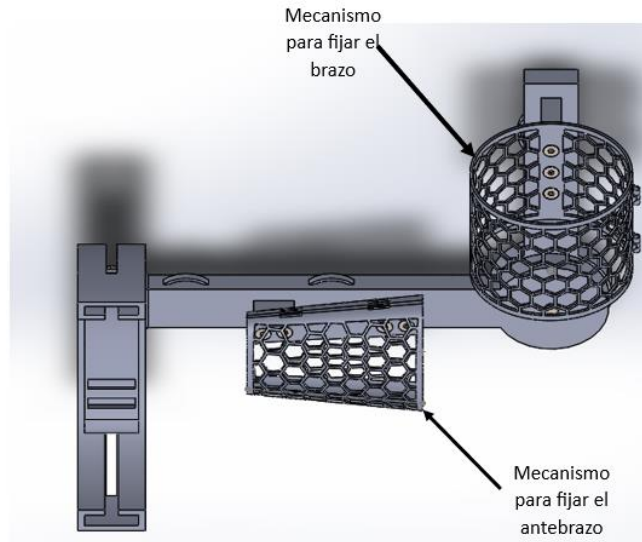
flexión del codo, lo que ayudará a la contracción concéntrica, al realizar los ejercicios se puede hacer uso de masas por lo que el mecanismo es capaz de ayudar para que el peso no vaya a vencer al paciente y provoque una lesión mayor.

3. En la tercera posición solo permitirá el movimiento de extensión del codo, sin embargo, para este caso si se hace uso de una masa, el apoyo de la banda elástica es lo que permitirá que el codo tenga una bajada lenta y no se realice de manera abrupta el movimiento, básicamente permite realizar la contracción excéntrica de los músculos.
4. Para la cuarta y última posición consiste en que en el empuje de las dos uñetas por parte de la leva va a dejar el mecanismo libre, esto permitirá que la persona pueda realizar los ejercicios sin la necesidad de un apoyo por el mecanismo, esto es principalmente para cuando el paciente ya cuenta con una mejor fuerza y movilidad en el codo.



**Figura 4.4** Mecanismo de trinquete

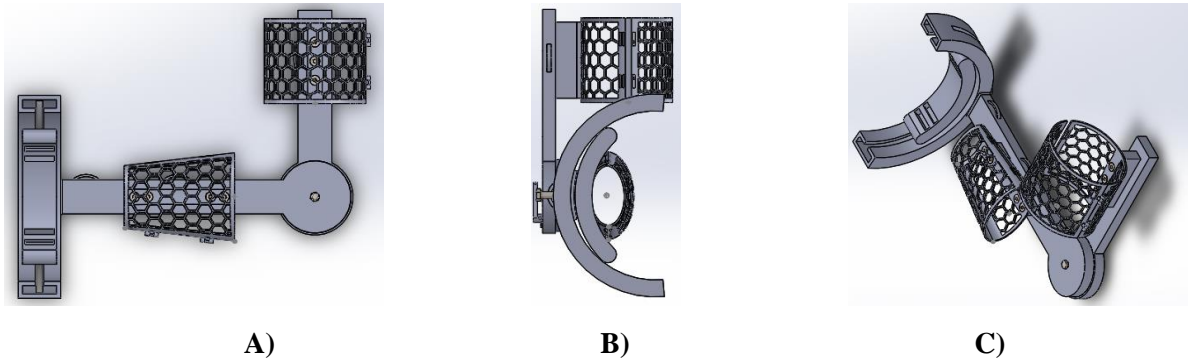
El mecanismo se fija al brazo por medio de una especie de manopla la cual es rígida, una se fija al antebrazo y la segunda parte se encuentra abajo del hombro a la altura del bíceps, estas dos piezas tienen la función de soportar y fijar el mecanismo al brazo. Las manoplas se diseñaron mediante un patrón de panel de abeja por sus ventajas mecánicas y por la conformidad que puede proporcionar al paciente, el diseño se puede observar en la Figura 4.5.



**Figura 4.5** Mecanismo para fijar al brazo

La mayoría de las piezas del mecanismo tienen el propósito de poder ser fabricadas por medio de la impresión 3D, ya que permite la adaptación del mecanismo a la antropometría de las personas lo cual sería una gran ventaja, ayuda a la reducción de costos y es de fácil fabricación. Sin embargo, hay elementos del mecanismo que no se puede imprimir ya que el material que se utiliza no soportaría los esfuerzos que se generan, uno de estos elementos y el más importante es la rueda dentada ya que debe ser capaz de soportar el peso del antebrazo y el peso de una masa si se utiliza durante la rehabilitación. Esta pieza debe de fabricarse de un material que sea capaz de soportar todos estos esfuerzos que se generen.

El mecanismo desarrollado es puramente mecánico y es capaz de ayudar en los movimientos de flexo-extensión y la pronosupinación, en la Figura 4.6 se puede observar el mecanismo completo. Tiene la función de ayudar a las personas en su rehabilitación sin la necesidad de la supervisión, este mecanismo no reemplaza para nada las necesidades de un especialista en el área, si no tiene el propósito de funcionar como una herramienta de apoyo y poder tener una rehabilitación más adecuada y continua, en el anexo 1 se pueden ver los planos del mecanismo desarrollado.



**Figura 4.6** Mecanismo desarrollado para la rehabilitación del codo A) Vista lateral B) Vista frontal C) Vista isométrica

## 4.2 Esfuerzos y resistencias en el mecanismo

La supervivencia de un mecanismo depende del ajuste del esfuerzo, el cual debe de ser menor que la resistencia en un punto de interés para evitar una falla. En otras palabras, la resistencia del mecanismo debe de tener un margen mayor que el esfuerzo al que es sometido.

Los componentes de máquina transmiten fuerzas y movimiento de un punto a otro, la transmisión de fuerza puede entenderse como un flujo o distribución de fuerzas que se visualiza mediante el aislamiento de superficies internas del componente. La fuerza distribuida en una superficie conduce a los conceptos de esfuerzo, componentes del esfuerzo y transformaciones del esfuerzo de todas las superficies posibles en un punto (Budynas y Nisbett, 2012).

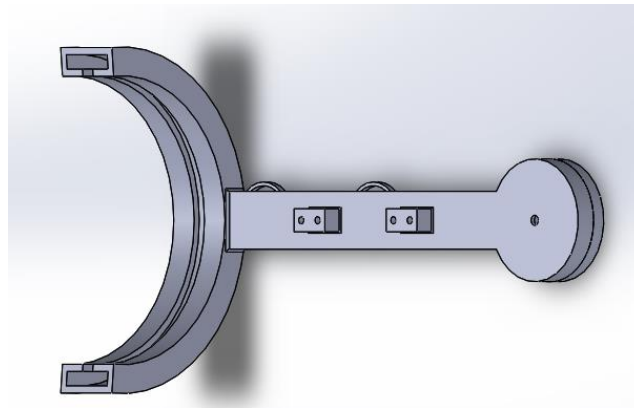
El análisis de una estructura o máquina muy compleja se simplifica por medio del aislamiento sucesivo de cada elemento, para después estudiarlo y analizarlo mediante el empleo de diagramas de cuerpo libre. Cuando todos los elementos se han analizado de esta manera, el conocimiento se unifica para producir información respecto del comportamiento del sistema total. De esta forma, el diagrama de cuerpo libre es, en esencia, un medio para descomponer un problema complicado en segmentos manejables, analizar estos problemas simples y después reunir toda la información (Budynas y Nisbett, 2012).

Para realizar el análisis del mecanismo se hará un estudio individual de cada una de sus piezas, se analizarán las partes críticas de cada una de ellas, las cuales se simularán como vigas para realizar un estudio más fácil y se hará uso de un software de diseño, en este caso de SolidWorks para el análisis por elemento finito, el cual ayudará obtener resultados más precisos y con mayor confiabilidad.

A pesar de que se hará un análisis individual de cada pieza del mecanismo se tienen algunas consideraciones las cuales se van a tomar en cuenta en este estudio: la banda para los ejercicios de flexo-extensión se va a considerar que genera una fuerza de 123 N, esta fuerza se va a considerar igual en las dos posiciones del mecanismo en las que se realizará el estudio que es cuando se encuentra completamente extendido el codo y cuando se encuentra en un ángulo de  $90^\circ$ , se considera que la persona puede realizar sus ejercicios con una masa por lo tanto, la masa máxima se va a considerar de 12.5 Kg y la masa del brazo de 1.84 kg, que son las mismas que se utilizaron en el Capítulo 3 para el análisis del codo.

#### 4.2.1 Análisis de la pieza del antebrazo

El primer mecanismo que se va a analizar es el del antebrazo (Figura 4.7), se considera que el codo se encuentra completamente extendido en otras palabras está a  $180^\circ$  y solo se considera para este análisis la fuerza que genera la banda.

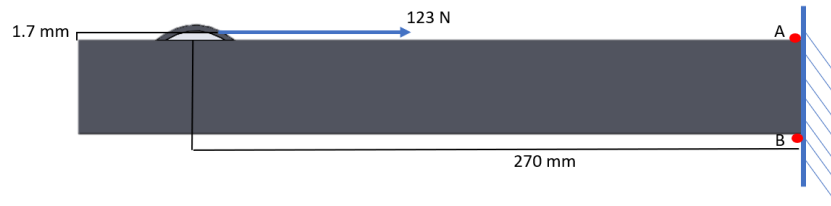


**Figura 4.7** Mecanismo del antebrazo

El análisis se realizará sobre los sujetadores de banda, ya que es en esta parte donde se está realizando la fuerza, por lo tanto, se analiza esta zona con la fuerza a un ángulo de  $180^\circ$  y se encuentra a una altura de 1.7 mm, para el análisis el mecanismo se simulará como una viga, el diagrama de cuerpo libre se muestra en la Figura 4.8.

Al solo tener una fuerza en el eje X se pueden obtener los esfuerzos de reacción de la viga de manera fácil, ya que la fuerza de reacción sería igual de 123 N, con esto se puede obtener el esfuerzo normal que actúa sobre la viga, con la ecuación 2.6, considerando que la sección transversal de la viga es de forma rectangular con una base de 15 mm y una altura de 40 mm.

$$\sigma_{Viga} = \frac{123 N}{(0.015 m)(0.04 m)} = 205.0 kPa \quad (4.1)$$

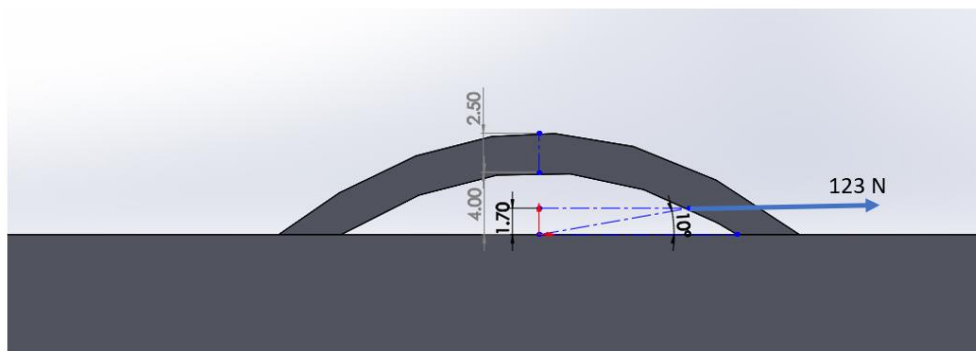


**Figura 4.8** Diagrama de cuerpo libre

Sin embargo, en la viga se genera un momento por la fuerza de la banda, dando como resultado una compresión en el punto A y tensión en el punto B, para obtener estos esfuerzos se usa la ecuación 2.7, el esfuerzo en estos dos puntos será igual ya que se encuentran a la misma distancia del eje neutro, sin embargo, se debe recordar que uno se encuentra en compresión y otro en tensión como se había mencionado anteriormente.

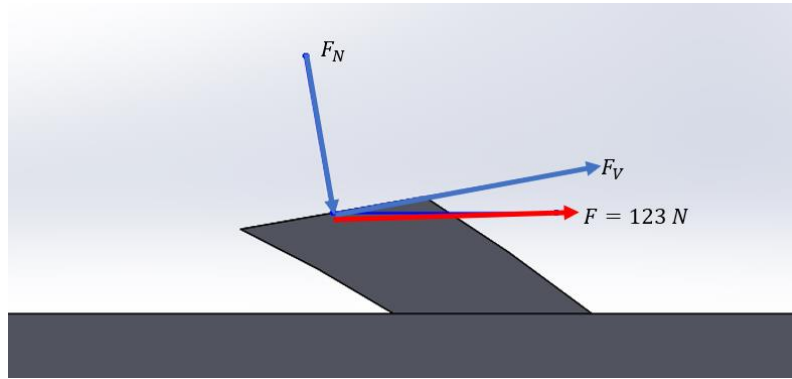
$$\sigma_{A y B} = \frac{(0.0417 m)(123 N)(0.002)}{8 \times 10^8} = 128.2275 kPa \quad (4.2)$$

Ya que se calcularon los esfuerzos sobre la viga, se debe de analizar el soporte de la banda ya que es donde se generan los mayores esfuerzos al recibir la fuerza directamente de la banda, por lo tanto, en la Figura 4.9 se muestra el diagrama del soporte y ubicación de la fuerza generada por la banda.



**Figura 4.9** Diagrama de la fuerza sobre el sujetador (las distancias están en mm)

La fuerza de la banda genera un esfuerzo normal y un esfuerzo cortante, para obtener estos los esfuerzos, primero se debe de descomponer la fuerza resultante y se analiza el punto en donde están actuando las fuerzas, como se muestra en la Figura 4.10, se debe de considerar que el soporte tiene 5 mm de base y una altura de 2.5 mm.



**Figura 4.10** Descomposición de fuerzas

Para obtener la fuerza normal se descompone en la componente Y, como se muestra en la ecuación 4.3,

$$F_N = 123 \text{ N} \sin 10^\circ = 21.3587 \text{ N} \quad (4.3)$$

Una vez que se tiene la fuerza se puede obtener el esfuerzo normal empleando la ecuación 2.6,

$$\sigma_N = \frac{21.3587 \text{ N}}{0.0000125 \text{ m}^2} = 1.7086 \text{ MPa} \quad (4.4)$$

ahora se obtiene la fuerza cortante descomponiendo la fuerza en el X,

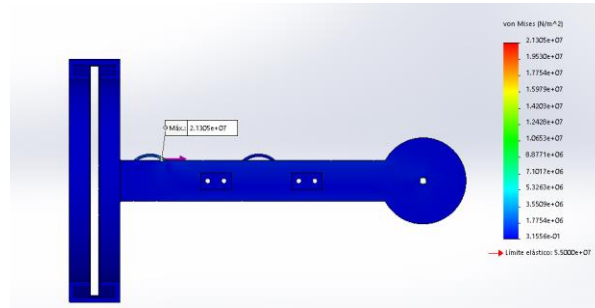
$$F_V = 123 \text{ N} \cos 10^\circ = 121.1313 \text{ N} \quad (4.5)$$

posteriormente calculamos el esfuerzo cortante con la ecuación 2.8.

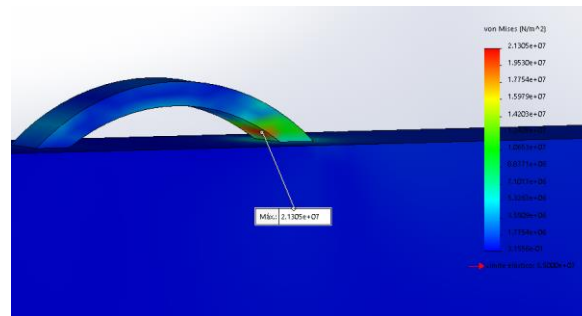
$$\tau = \frac{121.1313 \text{ N}}{0.0000125 \text{ m}^2} = 9.6905 \text{ MPa} \quad (4.6)$$

Los esfuerzos obtenidos nos ayudaran a comprender y analizar si el mecanismo es capaz de resistir la fuerza sin que ocurra una falla, por lo que, para obtener un resultado más confiable, se puede realizar el análisis por medio de software el cual tiene la facilidad de analizar estructuras más complejas. Por lo que para los análisis se hará uso del software SolidWorks.

En el software nos da un esfuerzo de von-Mises de 21.305 MPa sobre el sujetador de la banda (Figura 4.11B) y sobre el mecanismo da un esfuerzo de von-Mises aproximadamente de 1.775 MP (Figura 4.11A).



A)

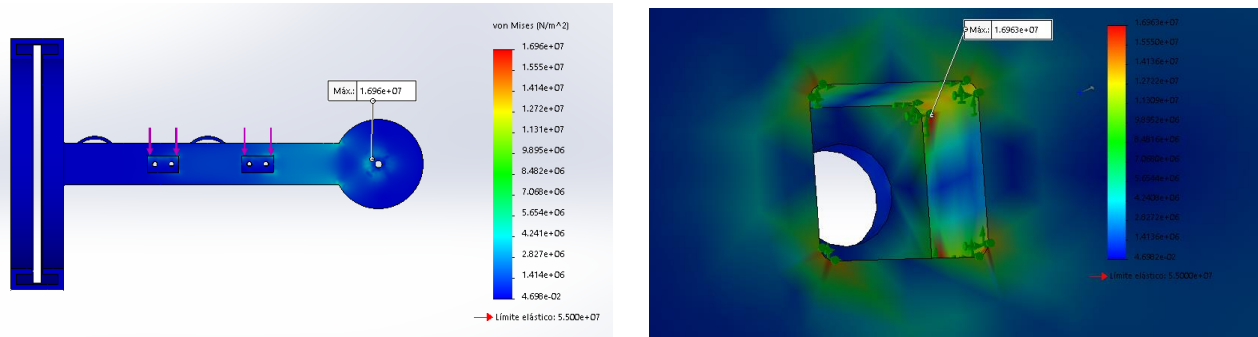


B)

**Figura 4.11** Esfuerzo de von-Mises sobre el mecanismo

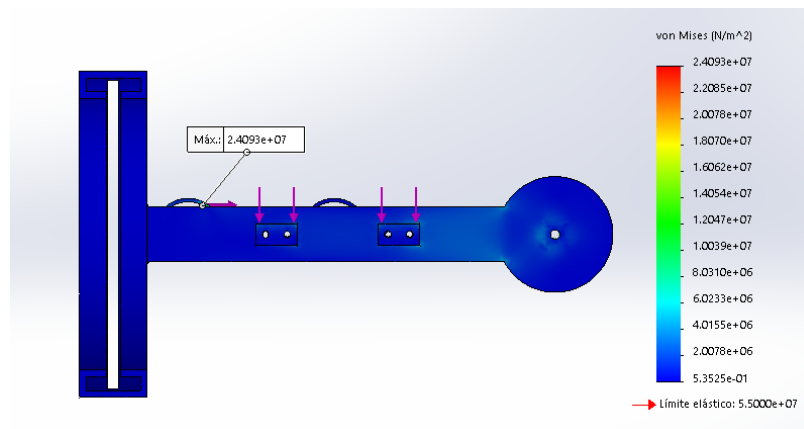
Los resultados obtenidos por las formulas y los resultados que se obtuvieron por medio de SolidWorks son diferentes y esto se debe al tipo de procedimiento, ya que las fórmulas tienen sus limitaciones, ya que están simplifica el proceso que realmente se obtiene por medio de integrales, mientras que los paquetes software CAE al realizar un procedimiento por medio de elemento finito usan un procedimiento más complejo que permite obtener resultados más fiables, y es el motivo principal por lo que se optará por realizar los análisis por medio de software.

Se seguirá analizando el mecanismo del antebrazo ahora considerando el peso del brazo y el peso que genera la masa que se encuentra en la palma de la mano, por lo tanto, el peso del brazo es de 18.05 N y el peso de la masa es de 122.625 N, lo que nos da un total de 140.675 N el cual debe de soportar nuestro mecanismo, este valor se introduce en el software y nos da un esfuerzo de von-Mises máximo de 16.963 MPa, es cual se puede observar en la Figura 4.12, este esfuerzo se produce principalmente sobre la parte a la que se fija el mecanismo, esta parte del mecanismo es donde se acopla la rueda dentada.



**Figura 4.12** Esfuerzo de von-Mises considerando el peso del brazo y el de la masa

El primer análisis consiste en ver el esfuerzo que es capaz de generar la banda elástica, cuando esta se encuentra completamente estirada, el segundo análisis nos ayuda a comprender los esfuerzos resultantes cuando el mecanismo se encuentra estático, ya sea con el brazo completamente estirado ( $180^\circ$ ) o cuando en codo se encuentra a  $90^\circ$ . Estos dos análisis son muy importantes porque nos ayudarán a ver las partes más críticas del mecanismo y en las que se debe de tener un mejor control. Una vez obtenidos los resultados de las fuerzas que actúan por separado también se debe de analizar las dos fuerzas actuando al mismo tiempo para obtener un resultado más completo. Este estudio muestra que el esfuerzo de von-Mises máximo es de 24.093 MPa, como se muestra en la Figura 4.13, el cual se produce en el soporte de la banda elástica como en el primer análisis.



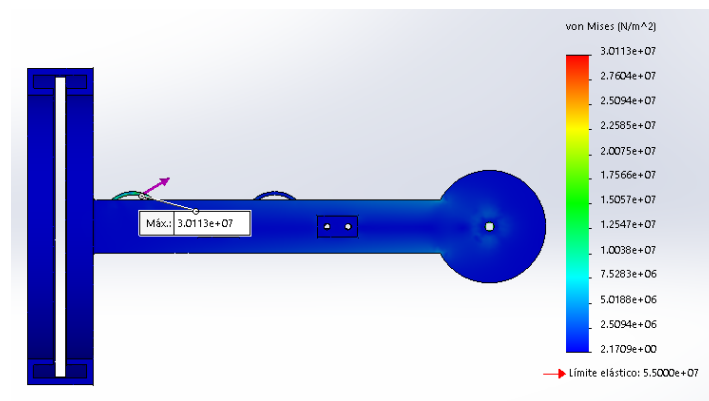
**Figura 4.13** Esfuerzo máximo de von-Mises a  $180^\circ$

Los resultados que se muestran en la Figura 4.13 son principalmente cuando el codo se encuentra completamente extendido, ahora hace falta analizar cuando este se encuentra a  $90^\circ$  este estudio se hace principalmente cuando se realizan los ejercicios de pronación-supinación, ya que para realizar estos ejercicios se debe de recordar que para hacerlo

de forma efectiva el codo debe encontrarse en un ángulo de  $90^\circ$  y se debe de analizar si el mecanismo es capaz de soportar los esfuerzos cuando se encuentra en este ángulo.

Para el análisis del mecanismo en el ángulo de  $90^\circ$  se va a seguir considerando una fuerza en la banda de 123 N, esto para someter al mecanismo a la máxima tensión y ver qué esfuerzo se produce, sin embargo, realmente la fuerza de tensión de la banda elástica es menor. La fuerza se encontrará a un ángulo de  $31.04^\circ$ , este es el ángulo que forma la banda cuando el codo se encuentra a  $90^\circ$ , por lo tanto, el esfuerzo de von-Mises máximo que se genera es de 30.113 MPa, este esfuerzo se genera sobre el soporte para la banda elástica. Se puede observar que este esfuerzo es mayor que cuando se encuentra a  $180^\circ$ , esto se debe a que la fuerza tiene un ángulo, lo que genera un momento sobre dos ejes ya que al descomponerla en el eje Y eje X ambas fuerzas generan un momento, lo que hace que los esfuerzos sobre el soporte aumenten y también aumentan en el mecanismo de forma general, a diferencia de cuando la fuerza se encuentra en un ángulo de  $180^\circ$  donde solo la fuerza de reacción es sobre el eje X, por lo que solo se genera un momento, los esfuerzos en el mecanismo cuando se encuentra a  $90^\circ$  se pueden observar en la Figura 4.14.

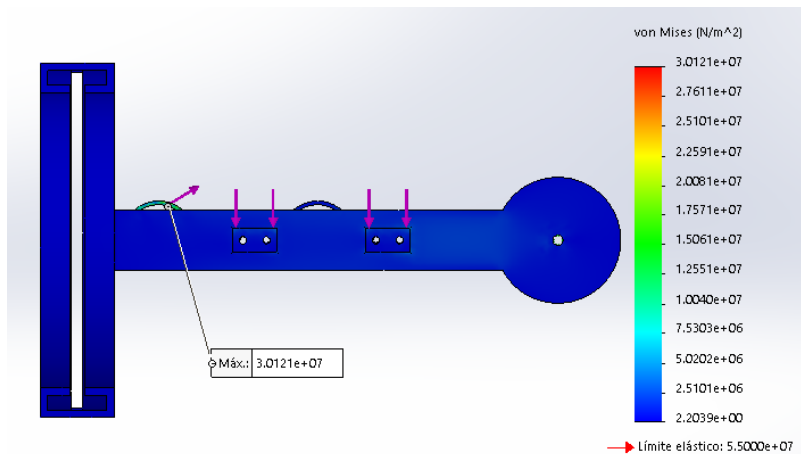
Los esfuerzos en el mecanismo que son generados por el peso del brazo y de la masa son iguales a los de la Figura 4.12, por lo tanto, ahora se deben de obtener los esfuerzos combinados, que se generan por las dos fuerzas que se ven involucradas.



**Figura 4.14** Esfuerzo máximo de von-Mises sobre el soporte a  $90^\circ$

Las fuerzas combinadas en el mecanismo cuando se encuentra en un ángulo de  $90^\circ$  generan un esfuerzo máximo de 30.121 MPa sobre el mecanismo (Figura 4.15), el cual se encuentra ubicada sobre el soporte de la banda elástica.

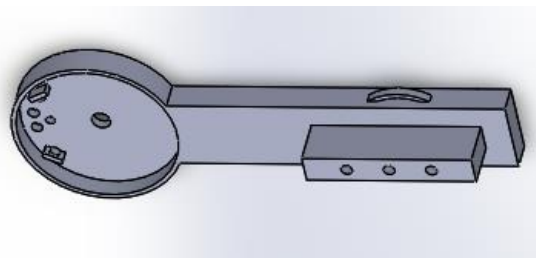
Los análisis realizados cuando el codo se encuentra a  $90^\circ$  y  $180^\circ$  nos ayudan a comprender que el esfuerzo máximo se produce principalmente cuando el codo se encuentre en un ángulo de  $90^\circ$  dando un valor de 30.121 MPa, sin embargo en realidad este valor podría ser menor ya que la banda realmente no se encontraría tensada a la fuerza de 123 N, si no sería menor, lo que implicaría la reducción de los esfuerzos, pero estos estudios nos ayudarán a tener un mejor control sobre el soporte del mecanismo si este se fabricara, ya que sería una parte crítica del mecanismo.



**Figura 4.15** Esfuerzo máximo de von-Mises a  $90^\circ$

#### 4.2.2 Análisis de la pieza de la parte superior del brazo

Este análisis consistirá sobre las fuerzas que actúan en la pieza que se fija a la altura del bíceps aproximadamente, en esta pieza se estudiará la fuerza de la banda elástica que se fija sobre el soporte, la pieza que se va a analizar se muestra en la Figura 4.16.

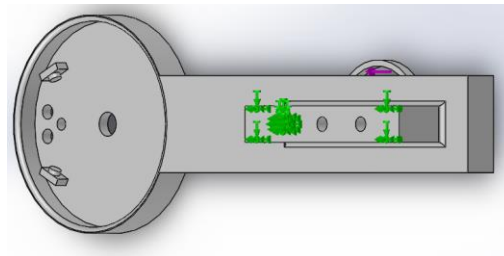


**Figura 4.16** Pieza de la parte superior del brazo

Las partes importantes para revisar es el soporte de la banda elástica y el soporte de donde se fija el mecanismo al brazo, por lo tanto, la parte fija de este mecanismo para el análisis es la que se fija el brazo, las únicas cargas externas que recibe este mecanismo es la

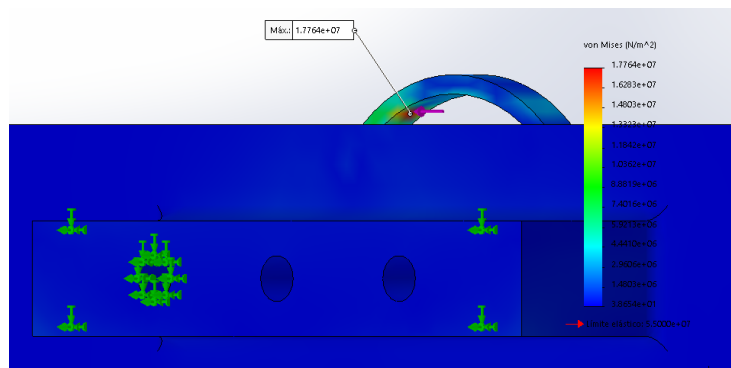
de la banda y la del mecanismo del trinquete, pero esta última genera una fuerza muy pequeña sobre el mecanismo que se puede despreciar ya que no representa un peligro para el mecanismo. El análisis de esta pieza consistirá en dos partes, en la primera parte se analizará cuando el mecanismo se encuentra en un ángulo de  $180^\circ$  o en otras palabras cuando el codo se encuentra completamente extendido, la segunda parte consiste cuando el codo se encuentra a  $90^\circ$ .

Para la primera parte del análisis se coloca de igual manera una fuerza de 123 N que es la que ejerce la banda elástica, la cual encuentra en un ángulo de  $180^\circ$  y la sujeción del mecanismo se realiza de la parte a la que se sujeta del brazo, como se muestra en la Figura 4.17.



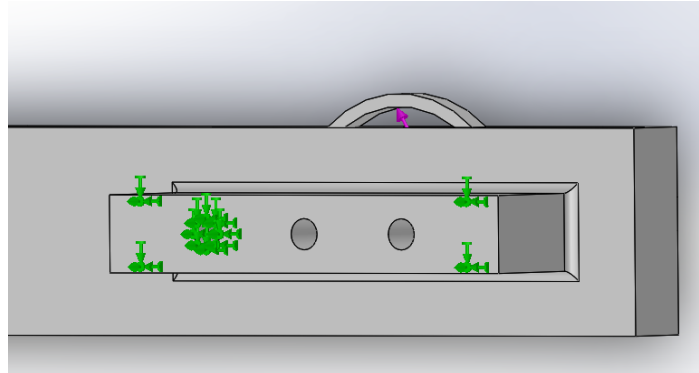
**Figura 4.17** Aplicación de la carga y sujeción del mecanismo

El esfuerzo máximo generado es de 17.764 MPa (Figura 4.18), el cual se produce principalmente en la parte de la sujeción de la banda, igual que en el mecanismo anterior los esfuerzos generados son muy cercanos, esto se puede deber a que las dimensiones del soporte son iguales.



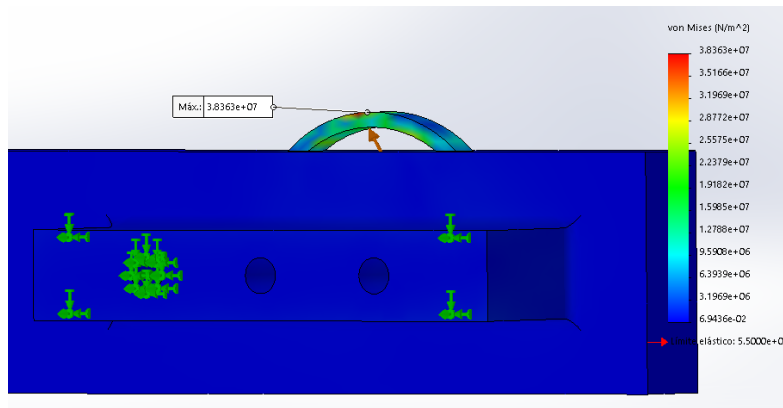
**Figura 4.18** Esfuerzo a  $180^\circ$  en el mecanismo de la parte superior del brazo

El siguiente análisis del mecanismo se realizará cuando el codo se encuentra en un ángulo de  $90^\circ$ , considerando esto cambia la posición de la banda la cual para este caso se va a considerar que la fuerza de la banda tiene un ángulo  $58.96^\circ$ , como se muestra en la Figura 4.19.



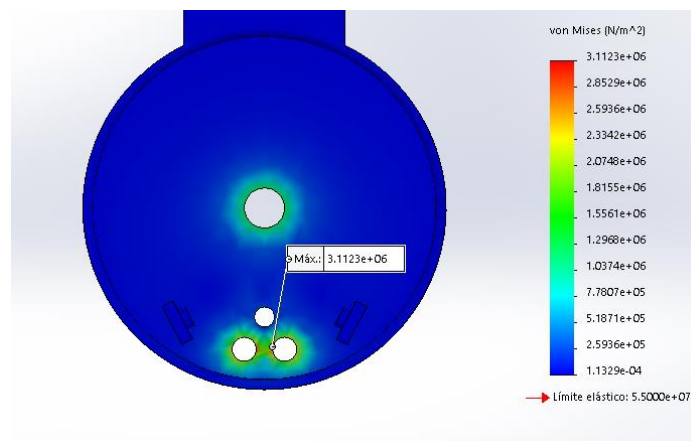
**Figura 4.19** Esfuerzo a  $180^\circ$  en el mecanismo de la parte superior del brazo

El esfuerzo máximo generado es mayor que el que se obtuvo en el análisis del antebrazo ya que este es de  $38.363 \text{ MPa}$  (Figura 4.20), este esfuerzo se puede deber de igual manera al ángulo al que se encuentra, ya que puede aumentar el momento sobre el soporte, lo que a su vez aumenta el esfuerzo que recibe, sin embargo, se debe de recordar que este esfuerzo realmente es menor que al que realmente se va a someter el mecanismo ya que la fuerza de la banda elástica es menor cuando el codo se encuentra a  $90^\circ$  y va a ir reduciendo su fuerza mientras se realiza la flexión del codo.



**Figura 4.20** Esfuerzo cuando el codo se encuentra a  $90^\circ$

Los esfuerzos principales sobre el mecanismo se forman principalmente sobre el soporte de la banda elástica por lo cual se considera una parte crítica de este mecanismo, ya que es donde se concentran los esfuerzos principales. Si se consideran las cargas del trinquete, el mecanismo no se vería afectado ya que por el tipo de cargas éstas son más pequeñas que no representan problemas para el mecanismo, sin embargo, se realizó un estudio considerando estas cargas las cuales generan un esfuerzo máximo de 3.112 MPa, se muestran en la Figura 4.21, este esfuerzo es mucho menor a los esfuerzos calculados por lo que no se consideran partes críticas para el mecanismo.



**Figura 4.21** Esfuerzo en el mecanismo generados por el trinquete

### 4.2.3 Análisis del mecanismo de trinquete

El mecanismo de trique es el más importante para el funcionamiento de todo el mecanismo, ya que realiza los movimientos y es el que proporciona la estabilidad al codo, es por esto por lo que también es el que recibe la mayor cantidad de esfuerzos, el principal componente del trinquete es la rueda dentada ya que esta debe ser capaz de soportar los esfuerzos que se generan.

El mecanismo de trinquete se encuentra sometido a un momento el cual es generado por el peso de la masa y el peso del brazo. El análisis del triquete se realizará de forma individual de cada elemento, se iniciará con la rueda dentada, posteriormente se analizarán las uñetas.

Para obtener el momento que se genera sobre la rueda dentada se va a considerar la longitud del codo a la palma de la mano de 31 cm y se supondrá que carga una masa de 12.5

kg, también se le agregara la masa del antebrazo la cual es de 1.84 Kg y se encuentra a una distancia del codo de 16 cm. Para obtener el momento se usa la ecuación 2.5, por lo que nos queda las siguientes ecuaciones,

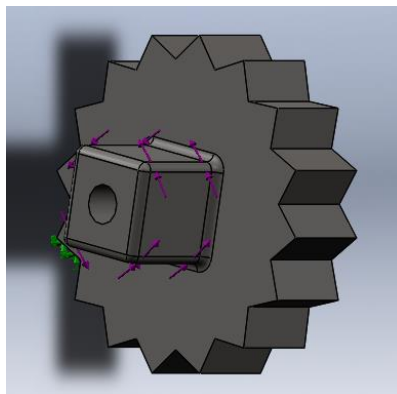
$$M_{masa} = (122.625 N)(0.31 m) = 38.013 N * m \quad (4.7)$$

$$M_{antebrazo} = (18.0504 N)(0.16 m) = 2.888 N * m \quad (4.8)$$

$$M_{rueda\ dentada} = M_{masa} + M_{antebrazo} = 40.901 N * m \quad (4.9)$$

el momento calculado en la ecuación 4.9 se aplica principalmente sobre la rueda dentada, por lo que esta se encontrara sujeta a esfuerzos cuando el mecanismo se encuentre en la 1, 2 o 3 cuarta posición del mecanismo, por lo que la rueda debe ser capaz de soportar lo esfuerzo generados por el momento que se aplica.

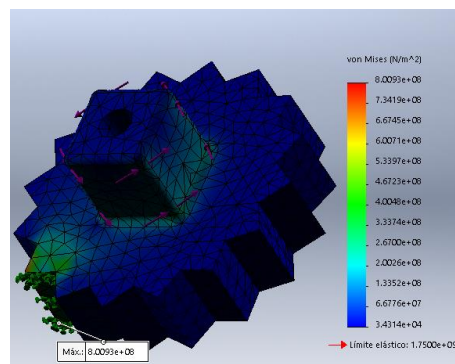
Para el análisis de la rueda dentada la sujeción se realiza sobre una de las caras de los dientes, ya que es donde la uñeta traba el mecanismo lo que provoca que no permita el giro de la rueda, el momento generado se aplica sobre las aristas del cubo que es de donde se acopla el mecanismo del antebrazo, tal como se muestra en la Figura 4.22. En este primer análisis se considera que el mecanismo se encuentra en la segunda posición, por lo que solo se puede realizar la flexión del codo, también se va a considerar que el codo se encuentra en un ángulo de 90°.



**Figura 4.22** Sujeción y momento aplicado en la rueda dentada

Los esfuerzos se generan principalmente sobre el diente en el que se enclava la uñeta, el esfuerzo generado es de 800.93 MPa, el valor obtenido es mucho mayor si se compara con los esfuerzos obtenidos en los análisis anteriores. El resultado obtenido del análisis de la rueda dentada se puede observar en la Figura 4.23. Este estudio es el más importante, porque

cuando se quiere realizar los ejercicios de flexión del codo la rueda dentada debe de soportar toda la carga que se genera, ya que por efectos de la gravedad pueden provocar que las masas que se están contemplando venzan la fuerza del codo generado un mayor daño en el paciente. Este análisis contempla que el codo se encuentra en un ángulo de 90° como ya se había mencionado, y esto se debe a que en esta posición se realizan los ejercicios de pronosupinación, sin embargo, para realizar estos ejercicios el mecanismo se encuentra en la cuarta posición, donde ambas uñetas se encuentran colocadas, pero cabe mencionar que por los efectos de la gravedad las fuerzas tienden ir hacia abajo, por lo que la uñeta que se activa en la segunda posición es la que recibirá la mayor carga constantemente.

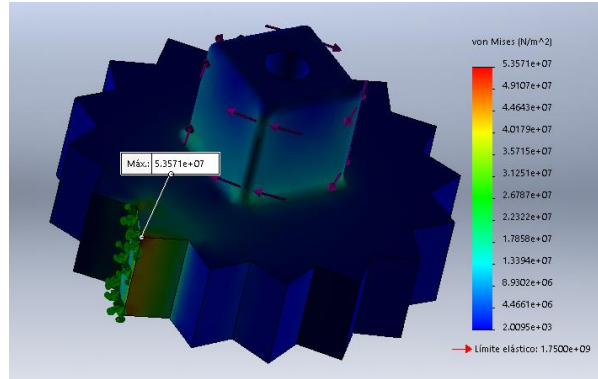


**Figura 4.23** Esfuerzo en la rueda dentada con el codo a 90°

Para saber el esfuerzo que se genera sobre la rueda dentada cuando se realizan los ejercicios de extensión del codo solo actúa la fuerza de la banda elástica sobre esta fuerza, la cual es máxima cuando se encuentra completamente estirada y esto pasa cuando el codo se encuentra completamente extendido, por lo que para este caso no se va a considerar el peso de la masa y el del brazo, ya que es de nuestro interés solo analizar la fuerza genera por la banda. Por lo que para obtener el momento se hace uso de la ecuación 2.5, donde la fuerza es de 123 N y la distancia de la banda será la altura de donde se encuentra el centro de la rueda dentada hasta donde se encuentra la banda por lo que la distancia es de 21.7 mm, por lo tanto, la ecuación nos queda de la siguiente manera,

$$M = (123 \text{ N})(0.021 \text{ m}) = 2.583 \text{ N} * \text{m} \quad (4.10)$$

el momento obtenido es mucho menor, por lo que el esfuerzo es de 53.571 MPa, como se muestra en la Figura 4.24.



**Figura 4.24** Esfuerzo en la rueda dentada cuando el mecanismo se encuentra en la tercera posición y el codo completamente extendido

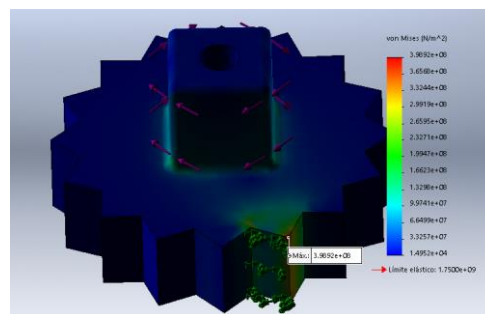
El momento resultante cuando el codo se encuentra completamente extendido es menor, sin embargo, cuando el codo se encuentra a  $90^\circ$  es diferente ya que se generan dos momentos que van en el mismo sentido, uno es generado por la componente en el eje X y otra por el eje Y, la fuerza como se había mencionado anteriormente se encuentra a un ángulo de  $31.04^\circ$  (Figura 4.14) y se encuentra a una distancia de 264.5 mm de la rueda dentada a la fuerza y a una altura de 23.31 mm, por lo que nos quedan las siguientes ecuaciones.

$$M_{FX} = (123 \cos 31.04^\circ N)(0.02331 m) = 2.456 N * m \quad (4.11)$$

$$M_{FY} = (123 \sin 31.04^\circ N)(0.2645 m) = 16.775 N * m \quad (4.12)$$

$$M_{Total} = 2.456 N * m + 16.775 N * m = 19.231 N * m \quad (4.13)$$

El momento obtenido en la ecuación 4.13 genera un esfuerzo de 398.92 MPa sobre la rueda dentada (Figura 4.25), el cual es mayor que el esfuerzo que se obtuvo cuando el mecanismo se encuentra completamente extendido, sin embargo, sigue siendo menor que es esfuerzo obtenido cuando el codo se encuentra en ejercicios de flexión.

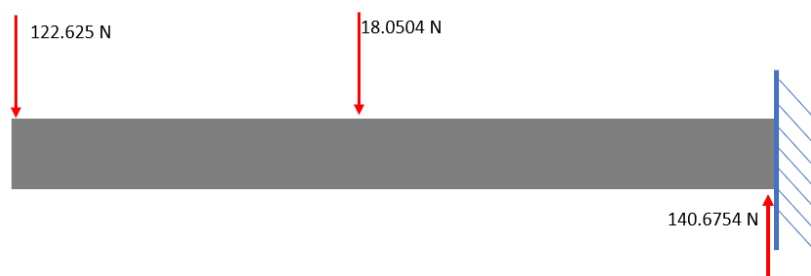


**Figura 4.25** Esfuerzo en la rueda dentada cuando el mecanismo se encuentra en la tercera posición y el codo a  $90^\circ$

Los análisis realizados sobre la rueda dentada nos ayudan a determinar que el esfuerzo máximo que se realiza sobre la rueda dentada surge principalmente cuando el mecanismo se encuentra en la primera y segunda posición pues se genera un esfuerzo de 800.93 MPa y recibe menor esfuerzo cuando se encuentra en la tercera posición y cuando el codo se encuentra completamente extendido, pues en la rueda se genera un esfuerzo de 53.571 MPa. Este mecanismo al ser el más importante se debe de fabricar de un material que sea capaz de soportar todos estos esfuerzos que se obtuvieron, sin que se genere una falla o que la falla no se genere de forma contante.

Los siguientes estudios se realizarán sobre las uñetas, las cuales deben de evitar el giro de la rueda dentada, sin embargo, para realizar el estudio de los esfuerzos se debe de determinar la carga a la que estas se someten.

La primera uñeta que se va a analizar es la que detiene a la rueda dentada cuando el mecanismo se encuentra en la segunda posición, por lo que solo se pueden realizar los ejercicios de flexión, se va a considerar que el mecanismo se encuentra en un ángulo de 90°, que se carga una masa de 12.5 Kg y la masa del antebrazo que es de 1.84 Kg, la fuerza generada por la banda se va a ignorar ya que queremos analizar cuál es el esfuerzo máximo que se puede generar sobre la uñeta. Como el mecanismo se encuentra en una posición fija, la fuerza solo se realiza en una sola dirección y es en la que no se permite el movimiento, por lo que se puede considerar que el mecanismo se encuentra empotrado, en otras palabras, el mecanismo se puede estudiar como si fuera una viga empotrada en voladizo, como se muestra en la Figura 4.26.



**Figura 4.26** Fuerza de reacción sobre la uñeta

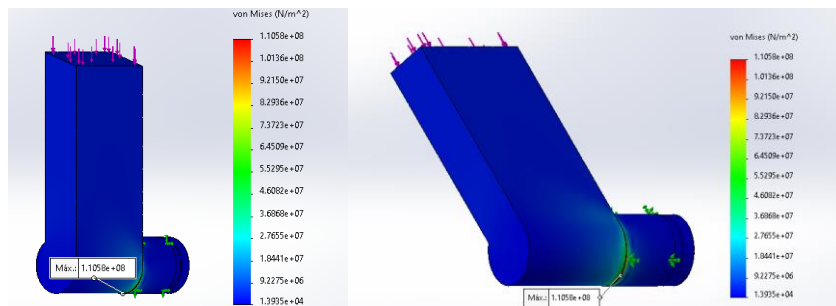
Para obtener la fuerza que se genera sobre la uñeta se realiza una simple suma de fuerza,

$$F_{Masa} + F_{Antebrazo} = F_{uñeta} \quad (4.14)$$

$$122.625 N + 18.0504 N = 140.6754 N \quad (4.15)$$

el valor obtenido en la ecuación 4.15 es la que se va a introducir en el software para obtener el esfuerzo máximo.

Una vez que obtuvimos la fuerza a la que se somete la uñeta se realiza el análisis, la fuerza se aplica sobre la cara superior de la uñeta y la sujeción del mecanismo se realiza de la parte de donde se inserta al mecanismo. La fuerza obtenida genera un esfuerzo máximo de 110.58 MPa, el cual se muestra en la Figura 4.27. Este análisis es cuando el codo se encuentra en un ángulo de 90°, sin embargo, el esfuerzo sería el mismo si el mecanismo se encuentra en un ángulo de 180° y si el brazo se encuentra completamente extendido ya que ya fuerza sería igual, cabe recordar que el análisis de esta uñeta es el principal ya que por los efectos de la gravedad es la que recibe la mayor cantidad de esfuerzos constantemente.



**Figura 4.27** Análisis de la uñeta que actúa en la segunda posición

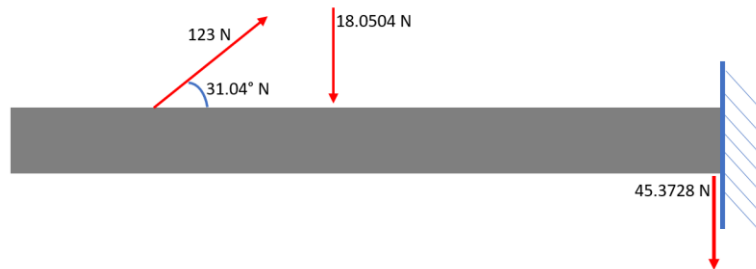
La otra uñeta del trinquete funciona principalmente cuando el mecanismo se encuentra en la tercera posición o cuando se desea solo realizar la extensión del brazo. Considerando esto, para el análisis de la uñeta solo se va a considerar una fuerza que es la que se genera por la banda elástica, porque durante las rehabilitaciones la fuerza que se va colocando va aumentando poco a poco, y para este caso se considera que la masa máxima es de 12.5 Kg, sin embargo, a inicios de una rehabilitación solo es el puro peso del brazo, por lo que, esta uñeta se someterá a mayores cargas a inicios de la rehabilitación por causa de la banda elástica, ya que cuando la masa empieza a aumentar la fuerza de la uñeta irá disminuyendo ya que cierta fuerza será absorbida por la banda elástica.

Para obtener la fuerza a la que se encuentra la uñeta se considera como una viga empotrada en voladizo, también el mecanismo se va a calcular cuando se encuentra en un ángulo de 90°, como se muestra en la Figura 4.28. Por lo que para obtener la fuerza en la

uña se debe de descomponer la fuerza de la banda y obtener la fuerza que se ejerce en la componente Y, posteriormente se resta el peso del brazo.

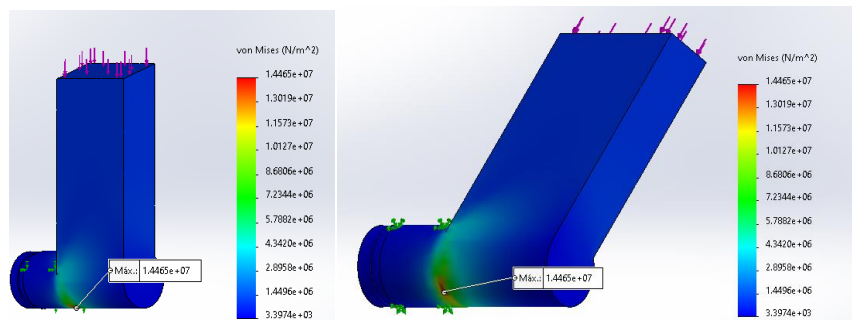
$$F_{Y \text{ de la banda elastica}} - F_{\text{Antebrazo}} = F_{\text{uña}} \quad (4.16)$$

$$123 \sin 31.04 \text{ N} + 18.0504 \text{ N} = 45.3728 \text{ N} \quad (4.17)$$



**Figura 4.28** Fuerza de reacción de la uña en la tercera posición

El valor obtenido en la ecuación 4.17 es la fuerza máxima a la que se somete la uña la cual genera un esfuerzo máximo de 14.465 MPa, este esfuerzo se puede observar en la Figura 4.29, la uña que actúa cuando el mecanismo se encuentra en la tercera posición recibe un menor esfuerzo, sin embargo, a medida a como se va avanzando en la rehabilitación, el paciente deberá de ir recuperando fuerza y movilidad, lo que a su vez también ira aumentando la carga hasta llegar a un máximo de 12.5 kg. Al ir aumentando la carga provocará en un momento que la banda ya no soporte el peso, ya que esta solo funciona como apoyo a inicios de una rehabilitación, pero a medida que se avanzando el paciente debe de ir recuperando su fuerza y así ser capaz de ir soportando la carga.



**Figura 4.29** Análisis de la uña que actúa en la tercera posición

Los análisis de esfuerzos que se realizaron a cada una de las partes de este mecanismo se realizaron pensando en el peor de los casos, esto nos permite asegurar y dar confiabilidad a nuestro mecanismo, ya que al realizar esos tipos de análisis sometemos al mecanismo a su

máximo esfuerzo de lo que normalmente va a operar. Los estudios realizados al mecanismo ayudarán a obtener un mejor resultado, lo que permitirá tener en una mejor selección del material con la cual cada uno puede ser fabricado y a su vez tener un factor de diseño que sea adecuado para el mecanismo, lo nos ayudará a poder reducir el costo del mecanismo, también nos permite identificar de manera más fácil las partes más críticas del mecanismo, para que en las pruebas se pueda tener un mejor control y prevenir una falla. Tomado lo antes mencionado se puede observar que la parte más crítica de todo nuestro mecanismo es la rueda dentada ya que en ella se presenta la mayor cantidad de esfuerzo que es de 800.93 MPa, la cual se debe de analizar para obtener un material que soporte los esfuerzos sin presentar una falla y que permite una buena estabilidad al codo, ya que si se genera una falla en esta pieza podría provocado un daño mayor a la articulación.

## CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

En este capítulo se hablará de los materiales de los que serán fabricados las piezas del mecanismo tomando en cuenta los resultados obtenidos en el capítulo anterior. Se van a considerar materiales con los que se pueda realizar la impresión 3D y que sean capaces de soportar los esfuerzos que se generan en el mecanismo, de igual forma se hará uso de software para obtener el factor de seguridad y verificar que el mecanismo será capaz de soportar el esfuerzo máximo producido. El factor de seguridad será mínimo de 1.5 y de preferencia se buscará que tenga un factor de seguridad de 2, ya que a pesar de que puede ser mayor lo que implicaría que podría soportar mayores esfuerzos y dar mayor confiabilidad al mecanismo, también provocará que los costos se eleven por el material que se estaría utilizando.

Una adecuada selección de material y proceso garantiza que las partes del mecanismo un correcto funcionamiento de los componentes diseñados. El tipo y valor del esfuerzo aplicado y la forma geométrica, entre otras variables que deben considerarse, otorgan restricciones en cuanto al tipo de material a seleccionar.

Para la selección de materiales se tomará en cuenta el método tradicional, con este método, se escoge el material que cree más adecuado, con base en la experiencia de partes que tiene un funcionamiento similar y que han mostrado buenos resultados. Este método es también conocido como materiales de ingeniería de partes similares. (González y Mesa, 2004)

Sin embargo, también nos apoyaremos del software para validar el material seleccionado y obtener un mejor resultado, ya que éste podrá dar una simulación si el material sería capaz de soportar el esfuerzo.

### 5.1 Resultados

Para la selección del material del que se fabricará cada pieza, se van a considerar los esfuerzos principales en cada pieza que se obtuvieron en el capítulo anterior, en la Tabla 5.1 se muestran los esfuerzos principales que se obtuvieron. Sin embargo, cabe mencionar que por practicidad algunos componentes se pueden fabricar con el mismo material mientras este sea capaz de soportar los esfuerzos, ya que el estar manejando materiales diferentes en cada componente aumentaría sus costos de producción y también se vería afectado en los tiempos de fabricación de cada pieza.

**Tabla 5.1** Esfuerzo máximo en cada pieza

Nombre de la pieza	Esfuerzo máximo generado
<b>Pieza del antebrazo</b>	30.121 MPa
<b>Pieza de la parte superior del brazo</b>	38.363 MPa
<b>Rueda dentada</b>	800.93 MPa
<b>Uñeta segunda posición</b>	110.58 MPa
<b>Uñeta tercera posición</b>	14.465 MPa

Para la fabricación del cuerpo del mecanismo que se encuentra conformado por la pieza del antebrazo y de la pieza superior del brazo, se puede usar el mismo material ya que ambos cuentan esfuerzos un poco parecidos. Es por este motivo que se propone fabricar estas dos piezas por medio de impresión 3D, con materiales como es el ABS, PLA, TPU y PETG, para considerar estos materiales, aparte de las piezas antes mencionadas, también se planea realizar por medio de la impresión los sujetadores de los brazos y el sujetador de la mano.

En la Tabla 5.2 se muestran las características de los materiales ya mencionados para la realización de la impresión 3D, sin embargo, para estos materiales solo se recomienda realizar dos piezas para el cuerpo del mecanismo, ya que como el mecanismo del trinquete se somete a esfuerzos más elevados, se analizaron aleaciones de acero que sean capaces de soportar los esfuerzos.

**Tabla 5.2** Características de materiales para impresión 3D

Material	Módulo de Young	Limite elástico	Resistencia a la Flexión
<b>ABS</b>	2300 MPa	45 MPa	65 MPa
<b>PLA</b>	2346.5 MPa	49.5 MPa	103 MPa
<b>TPU</b>	26 MPa	8.6 MPa	4.3 MPa
<b>PETG</b>	2200 MPa	53 MPa	79 MPa

Con los datos de la Tabla 5.1 y 5.2, se puede hacer uso de la ecuación 2.9 con la cual se puede obtener el factor de para cada pieza y saber si es capaz de soportar los esfuerzos. Se obtendrá el valor por medio del software y poder comprar los resultados obtenidos. En la

Tabla 5.3 se muestran los resultados obtenidos de cada pieza y cada uno de los materiales con los que se puede realizar una impresión 3D.

**Tabla 5.3** *Factor de seguridad de cada pieza de los diferentes materiales*

Nombre de la pieza	Factor de seguridad			
	ABS	PLA	TPU	PETG
<b>Pieza del antebrazo</b>	1.494	1.643	0.285	1.759
<b>Pieza de la parte superior del brazo</b>	1.173	1.29	0.22	1.38

Con los resultados obtenidos en la tabla se puede deducir que los materiales más convenientes para la fabricación del cuerpo del mecanismo son el PLA y el PETG. Sin embargo, los factores de seguridad obtenidos en la pieza de la parte superior del brazo son menores al valor establecido anteriormente de 1.5 como factor de seguridad, porque cabe recordar que como se había mencionado en el capítulo 4, estos esfuerzos son menores a los que se calcularon, ya que este esfuerzo al utilizar una banda elástica en el punto que se genera este esfuerzo, es menor a la fuerza que ejercería la banda elástica (menor a 123 N), por lo que también el esfuerzo se vería reducido, sin embargo esto se podría comprobar si se realizaras las pruebas en el mecanismo ya construido, pero esta propuesta de diseño de prótesis queda como prototipo para posteriormente se realicen las pruebas necesarias.

Se pueda hacer uso del esfuerzo obtenido cuando la banda se encuentra completamente estirada y es cuando la fuerza es de 123 N, en otras palabras, cuando el codo se encuentra completamente extendido. En la Tabla 5.4 se muestra el factor de seguridad considerando los esfuerzos en las dos piezas cuando el codo se encuentra completamente extendido.

**Tabla 5.4** *Factor de seguridad cuando el codo se encuentra completamente extendido*

Nombre de la pieza	Esfuerzo (MPa)	Factor de seguridad			
		ABS	PLA	TPU	PETG
<b>Pieza del antebrazo</b>	24.093	1.86	2.05	0.36	2.2
<b>Pieza de la parte superior del brazo</b>	17.764	2.533	2.786	0.48	3

Con los resultados obtenidos en la Tabla 5.4 se puede ver que el PLA y el PETG son materiales adecuados para la fabricación del cuerpo del mecanismo ya que pueden ser capaces de soportar los esfuerzos generados.

El siguiente mecanismo en analizar, es el mecanismo de trinquete, el cual debe de soportar los esfuerzos generados y principalmente el que se produce en la rueda dentada, y se podrá analizar un material el cual se pueda someter a un templado para aumenta la tenacidad del material. Los materiales que se proponen para su fabricación son el acero AISI 1045, acero 1.6582, acero 1.6587, acero 1.6657 y acero 1.8519. El limite elástico de cada material no sería capaz de soportar el esfuerzo que se genera en el mecanismo del trinquete, sin embargo, cada uno se caracteriza por el tipo de tratamiento al que se puede someter para obtener una mejor resistencia. En la Tabla 5.5 se muestran las diferentes características de los aceros antes mencionados.

**Tabla 5.5** *Características de los aceros para la fabricación del trinquete*

Nombre del acero	Resistencia a la tensión (MPa)	Limite elástico (MPa)	Tratamiento térmico
			Resistencia a la tensión (MPa)
<b>AISI 1045</b>	630	530	1583
<b>Acero 1.6582</b>	900	600	1200
<b>Acero 1.6587</b>	980	685	1270
<b>Acero 1.6657</b>	1176	931	1180
<b>Acero 1.8519</b>	1100	900	1300

Cada uno de los materiales en la Tabla 5.5 se utilizan para la fabricación de equipos mecánicos (engranes, levas, cigüeñales, pernos, etc.), sin embargo, cada uno tiene sus desventajas como es la facilidad para maquinarse y aunque cada material de la Tabla 5.5 puede recibir un tratamiento térmico, no todos tienen la misma facilidad para recibir dicho tratamiento lo cual también depende de cada material.

En la Tabla 5.6 se puede ver el factor de seguridad que se obtuvo para el mecanismo del trinquete, cabe mencionar que para el caso de la rueda dentada se realizó el cálculo con

los esfuerzos con tratamiento térmico y para las uñetas el material sin tratamiento térmico ya que no es necesario por el esfuerzo que se genera.

**Tabla 5.6** Factor de seguridad de trinquete

Nombre del material	Factor de seguridad		
	Rueda dentada	Uñeta segunda posición	Uñeta tercera posición
<b>AISI 1045</b>	1.976	4.793	36.64
<b>Acero 1.6582</b>	1.498	5.425	41.47
<b>Acero 1.6587</b>	1.586	6.194	47.35
<b>Acero 1.6657</b>	1.473	8.419	64.36
<b>Acero 1.8519</b>	1.623	8.14	62.219

Como se puede observar en la Tabla 5.6 los factores de seguridad de las uñetas se encuentran un poco elevados, para el caso de la uñeta de la tercera opción se puede ver la opción de ser fabricada por la impresión 3D con materiales como el PLA o PETG el cual tendría un factor de seguridad de 3.42 o 3.66 respectivamente, los cuales son factores de seguridad adecuados para el esfuerzo que se está sometiendo. Para el caso de la uñeta de la segunda posición se puede utilizar un acero AISI 4140 o un acero 1018, estos dos aceros son muy utilizados en la industria y más comunes, el primero tiene un límite elástico de 390 MPa y el segundo acero cuenta con un límite elástico de 370 MPa. Para el acero AISI 4140 nos da un factor de seguridad de 3.52 y para el acero 1018 nos arroja un valor de 3.35 siendo un factor de seguridad más adecuado.

## 5.2 Conclusiones

En este trabajo se realizó el diseño de un prototipo de órtesis dinámica para la rehabilitación del codo el cual es capaz de realizar el movimiento de flexo-extensión y pronosupinación, el funcionamiento de este mecanismo es puramente mecánico.

Se ha procurado realizar un diseño muy completo, en la que se ha procurado cubrir los aspectos más importantes del diseño que son: su funcionalidad, el análisis de los esfuerzos generados en el mecanismo las cuales fueron realizados por elemento finito y se propusieron materiales adecuados para la fabricación de cada elemento. Por lo que los resultados

obtenidos sobre el esfuerzo generado en el mecanismo muestran que teóricamente el mecanismo no presentara falla durante las actividades de rehabilitación viéndolo desde el punto de vista de resistencia y flexión del material.

El análisis realizado por elemento finito nos permitió detectar los componentes mecánicos más críticos del mecanismo en el que se deben de tener un mejor control y observación si se fabrica un mecanismo en físico para realizar pruebas, cabe destacar que solamente por el análisis de elemento finito no se puede concluir que este se da el diseño más adecuado para el fin que se persigue, principalmente por la simplificación que se ha realizado a cuanto a las condiciones de su entorno, ya que se considera en un contexto controlado e ideal.

En este trabajo no se realizaron pruebas ya que para hacer esto se necesita de una investigación más extensa, contar con la participación de pacientes con afecciones en el codo y personal del área de la salud que observe y registre el desempeño del mecanismo aquí propuesto. Las pruebas permitirían realizar mejoras al mecanismo, como el cambio de diseño o un cambio de material en el que se debe fabricar.

La órtesis diseñada es una propuesta que pretende apoyar a las personas en tener una buena rehabilitación en el codo de forma más continua y autónoma. La cual será capaz de soportar los esfuerzos generados en el mecanismo. No obstante, es cierto que todavía existe un cierto margen de mejora en el mecanismo, pues sería necesario ensayarlo para comprobar su correcto funcionamiento y realizar las mejoras pertinentes.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Antuña, S. A., y O'Driscoll, S. W. (2000, 1 enero). *Inestabilidad del codo: etiología, diagnóstico y tratamiento*. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirugia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-inestabilidad-del-codo-etiologia-diagnostico-13007287>
- Arce G., C. (2005). *ÓRTESIS DE MIEMBROS SUPERIORES*. Recuperado 25 de julio de 2023, de [http://arcesw.com/o\\_m\\_s.pdf](http://arcesw.com/o_m_s.pdf)
- Bonilla, A. (2003). *HERRAMIENTAS DE DISEÑO E INGENIERÍA*. Recuperado 10 de septiembre de 2022, de [https://www.bizkaia.eus/Home2/Archivos/DPTO8/Temas/Pdf/ca\\_GTcapitulo1.pdf?hash=0cd8194be4fe10e34b26628c8d03c53b](https://www.bizkaia.eus/Home2/Archivos/DPTO8/Temas/Pdf/ca_GTcapitulo1.pdf?hash=0cd8194be4fe10e34b26628c8d03c53b)
- Budynas, R. G., y Nisbett, J. K. (2012). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (9.<sup>a</sup> ed.). McGraw Hill.
- CAD / Computer-aided Design*. (s. f.). Siemens Digital Industries Software. <https://www.plm.automation.siemens.com/global/es/our-story/glossary/computer-aided-design-cad/12507>
- Castro, D. C., Cucco, A., Dellatorre, L., Mazzone, J., y Bazan, N. (2011). Estimación de peso total en amputados en miembros inferiores. *Revista electrónica de Ciencias Aplicadas al Deporte*, 4(13). <http://romerobrest.edu.ar/ojs/index.php/ReCAD/article/view/24>
- Computer-Aided Engineering (CAE)*. (s. f.). Siemens Digital Industries Software. <https://www.plm.automation.siemens.com/global/es/our-story/glossary/computer-aided-engineering-cae/13112>
- Enfermeria.top. (2021, 3 enero). *07. Tejido y Sistema Musculares*. Enfermería. Recuperado 5 de febrero de 2023, de <https://enfermeria.top/apuntes/anatomia/conceptos-basicos/sistema-muscular/>
- Escuder Milián, E. (2017). *Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueleto* [Trabajo Fin de Grado]. E.T.S.I. Industriales (UPM).
- Ethier, C. R., y Simmons, C. A. (2007). Introductory Biomechanics: From cells to organisms. *Choice Reviews Online*, 45(03), 45-1476. <https://doi.org/10.5860/choice.45-1476>

- Florit Rozas, J. (2009). *Abordaje integral de fractura de codo en paciente adulto*. eFisioterapia. Recuperado 15 de junio de 2022, de <https://www.efisioterapia.net/articulos/abordaje-integral-fractura-codo-paciente-adulto>
- Gallucci, G. L., Boretto, J. G., Alfie, V. A., Donndorff, A. D., Agustina Dávalos, M., y de Carli, P. (2008). Órtesis dinámicas para el tratamiento de la rigidez del codo. *Rev. Asoc. Argent. Ortop. Traumatol*, 73(2), 171–176. [http://aaot.org.ar/revista/2008/n2\\_vol73/art13.pdf](http://aaot.org.ar/revista/2008/n2_vol73/art13.pdf)
- García Cabezas, E. F., Orozco Ramos, J. M., Miño Cascante, G. E., Serrano Aguiar, C. O., y Guamán Lozano, N. G. (2018). Sistema de rehabilitación de codo basado en una órtesis robótica controlada por una interfaz gráfica desarrollada en Python. *3C TIC: Cuadernos de desarrollo aplicados a las TIC*, 7(2), 104–123. <https://doi.org/10.17993/3ctic.2018.60.104-123/>
- Gonzalez, A. P., Heredia, J. D., Marco, S. M., Lafuente, J. L. Á., Navlet, M. G., & Ibán, M. A. R. (2018). Anatomía del codo para el cirujano artroscopista. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 25(2). <https://doi.org/10.24129/j.reaca.25263.fs1801002>
- González, H. a. B., y Mesa, G. D. H. (2004). LA IMPORTANCIA DEL METODO EN LA SELECCIÓN DE MATERIALES. *Scientia Et Technica*, 1(24), 175–180. <https://doi.org/10.22517/23447214.7333>
- Guillemain, J.-L. (2013, febrero). Técnicas de ganancia articular. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 34(1), 1-8. [https://doi.org/10.1016/s1293-2965\(12\)63978-4](https://doi.org/10.1016/s1293-2965(12)63978-4)
- Gupta, S. [IIT Kharagpur July 2018]. (1 de julio 2021). *Lecture 11: Biomechanics of the Elbow Joint – Part I*. Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=knDVAeljdl0>
- Gupta, S. [IIT Kharagpur July 2018]. (1 de julio 2021). *Lecture 12: Biomechanics of the Elbow Joint – Part II*. Youtube.
- Hibbeler, R. C. (2011). *Mecánica de materiales* (8.<sup>a</sup> ed.). PEARSON. *Computer-Aided Engineering (CAE)*. (s. f.). Siemens Digital Industries Software. <https://www.plm.automation.siemens.com/global/es/our-story/glossary/computer-aided-engineering-cae/13112>
- Introducción a los Sistemas CAD/CAM/CAE*. (s. f.). Recuperado 10 de septiembre de 2022, de [http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/expresion-grafica/eg\\_tema\\_2.pdf](http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/expresion-grafica/eg_tema_2.pdf)
- Kapandji, A. I. y Lacombe, M. T. (2011). *Fisiología Articular: Hombro, codo, pronosupinación, muñeca, mano*. Editorial Médica Panamericana.
- Keenan M.E., y Mehta S, & McMahon P.J. (2014). Rehabilitación. Skinner H.B., y McMahon P.J.(Eds.), *Diagnóstico y tratamiento en ortopedia*, 5e. McGraw

Hill. <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1596&sectionid=98181332>

- Knudson, D. (2021). *Fundamentals of Biomechanics*. Springer Publishing.
- Logan, D. L. (2012). *A First Course in the Finite Element Method by Logan, Daryl L. [Cengage Learning,2011] (Hardcover) 5th edition [Hardcover] (5.ª ed.)*. Cengage Learning.
- Montenegro-Meza, M. A., Lugo-Villeda, M. A., Nuñez-Nalda, J. V., Gonzalez-Trigueros, R. K., y Zaldivar-Colado, U. (2013). *Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo*. XV COMROB 2013, MANZANILLO, COLIMA.  
[https://www.researchgate.net/publication/258519988 Analisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo](https://www.researchgate.net/publication/258519988_Analisis_y_diseño_de_un_prototipo_virtual_de_tipo_exoesqueleto_para_rehabilitación_de_codo)
- Moore, K. L., Dalley, A. F., II, y Agur, A. M. R. (2018b). *Anatomía con Orientación Clínica* (8.ª ed.). LWW.
- Movimiento pasivo continuo (CPM, por sus siglas en inglés)*. (2022). St. Jude Children's Research Hospital. Recuperado 26 de julio de 2022, de <https://www.stjude.org/es/cuidado-tratamiento/sabia-usted/rehabilitacion/movimiento-pasivo-continuo-cpm-por-sus-siglas-en-ingles.html#:~:text=Un%20dispositivo%20de%20movimiento%20pasivo,la%20rigidez%20y%20el%20dolor.>
- Netter, F. H. (2011). *Atlas de Anatomía Humana* (5.ª ed.). Elsevier Massion.
- Nordin M. y Frankel V. H. (2001, 4 abril). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (Third). LWW.
- Part-Soriano, J., y Sánchez-Alepuz, E. (2021b). Biomecánica y exploración física del codo. *Revista española de traumatología laboral*, 4(2).  
<https://doi.org/10.24129/j.retla.04208.fs2106018>
- Prentice, W. E. (2001). *Técnicas de rehabilitación en medicina deportiva* (3.ª ed.). Paidotribo.
- Puig, R. P. (2021, 18 enero). *Músculos del brazo y antebrazo*. Lifeder.  
<https://www.lifeder.com/musculos-brazo/>
- Secretaría de Trabajo y Prevención Social. (2018). *NORMA Oficial Mexicana NOM-036-1-STPS-2018, Factores de riesgo ergonómico en el Trabajo-Identificación, análisis, prevención y control. Parte 1: Manejo manual de cargas*. (NOM-036-1-STPS-2018).  
[https://www.dof.gob.mx/normasOficiales/7468/stps11\\_C/stps11\\_C.html](https://www.dof.gob.mx/normasOficiales/7468/stps11_C/stps11_C.html)

- Segnini J., Vaca D., y Vergara M. (2020). Diseño de una órtesis activa para rehabilitación de codo con técnicas de impresión en 3d. *AXIOMA*, (22), 46-51. Recuperado a partir de <http://axioma.pucesi.edu.ec/index.php/axioma/article/view/598>
- Silverthorn, D. U., Johnson, B. R., y Ober, W. C. (2009). *Fisiología humana: Un enfoque integrado*. México: Médica Panamericana.
- Smithson, K., Smith, J., Hogue, W., Mannen, E., y Ahmadi, S. (2021). *Biomechanics of axial load transmission across the native human elbow*. *Shoulder & elbow*, 13(6), 671–676. <https://doi.org/10.1177/1758573220961025>
- Vargas Negrín, F. (2017). Indicaciones de las órtesis en atención primaria. *FMC - Formación Médica Continuada en Atención Primaria*, 24(8), 465–478. <https://doi.org/10.1016/j.fmc.2017.02.010>
- Viladot Voegeli, A., Golanó Álvarez, P., Fariñas Barbera, O., y Sáenz Navarro, I. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer-Verlag.
- Vulliet, P., Chervin, J., Pierrart, J., Bourdillon, E., y Masméjean, E. (2017). Patologías del codo y rehabilitación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 38(2), 1–18. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(17\)83664-1](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(17)83664-1).

## **ANEXO I: PLANOS**

6

5

4

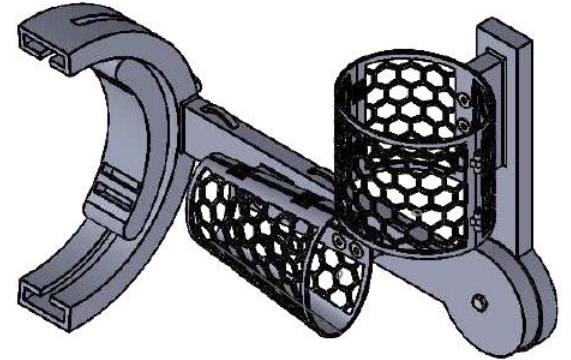
3

2

1

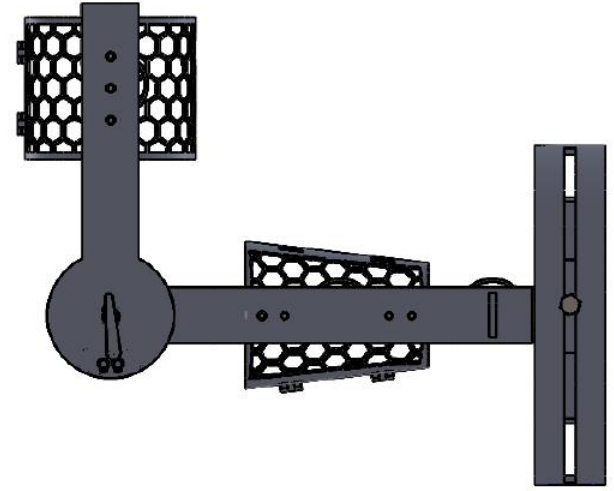
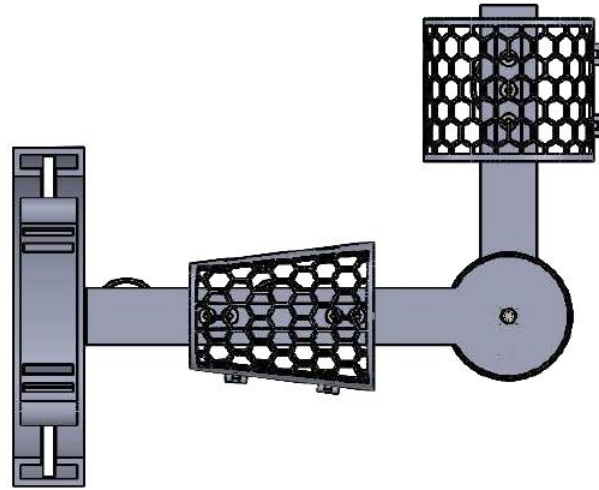
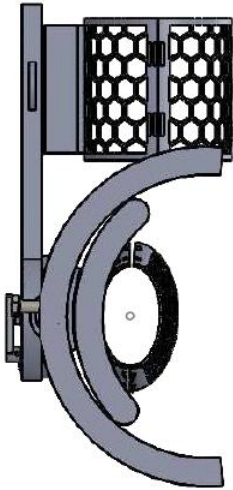
D

D



C

C



B

B

A

A



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla

Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

TÍTULO:

Órtesis dinámica

N.º DE DIBUJO:

Dibujo 1

ESCALA: 1:5

A4

HOJA 1 DE 1

6

5

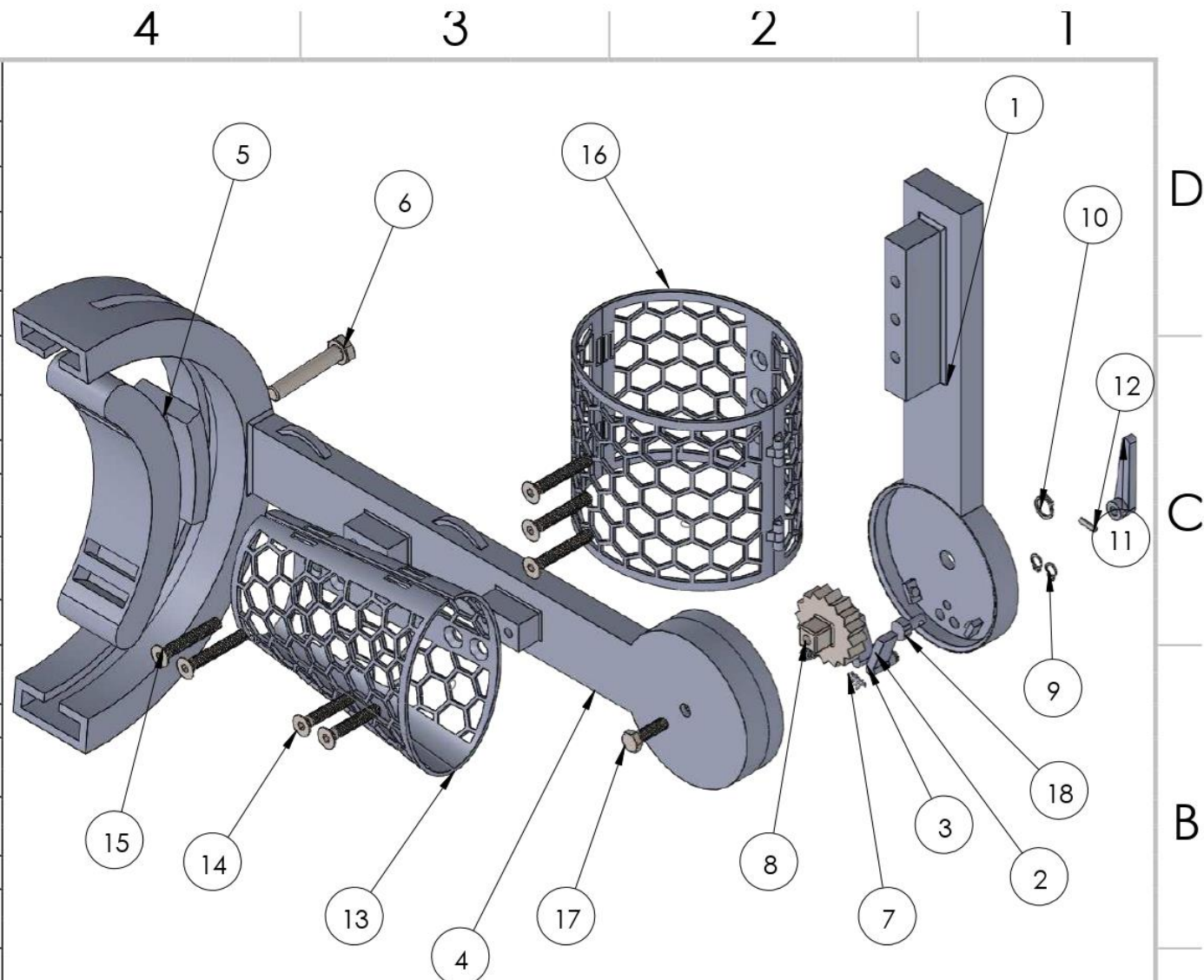
4

3

2

1

6	5	4	3	2	1
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD			
1	Pieza 1	1			
2	Uñeta izquierda	1			
3	Uñeta derecha	1			
4	Pieza 2	1			
5	Pieza 3	1			
6	DIN EN 24014 - M8 x 45 x 22-C	1			
7	Resorte	2			
8	Rueda dentada	1			
9	Circlip DIN 471 - 6 x 0.7	2			
10	Circlip DIN 471 - 10 x 1	1			
11	Selector	1			
12	DIN EN ISO 8750-3x10-St	1			
13	Pieza 4	1			
14	DIN 7991 - M6 x 35 --- 28.7S	2			
15	DIN 7991 - M6 x 40 --- 40S	5			
16	Pieza 5	1			
17	DIN EN 24017 - M6 x 20-S	1			
18	Leva	1			



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla

Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

TITULO:

Órtesis dinámica

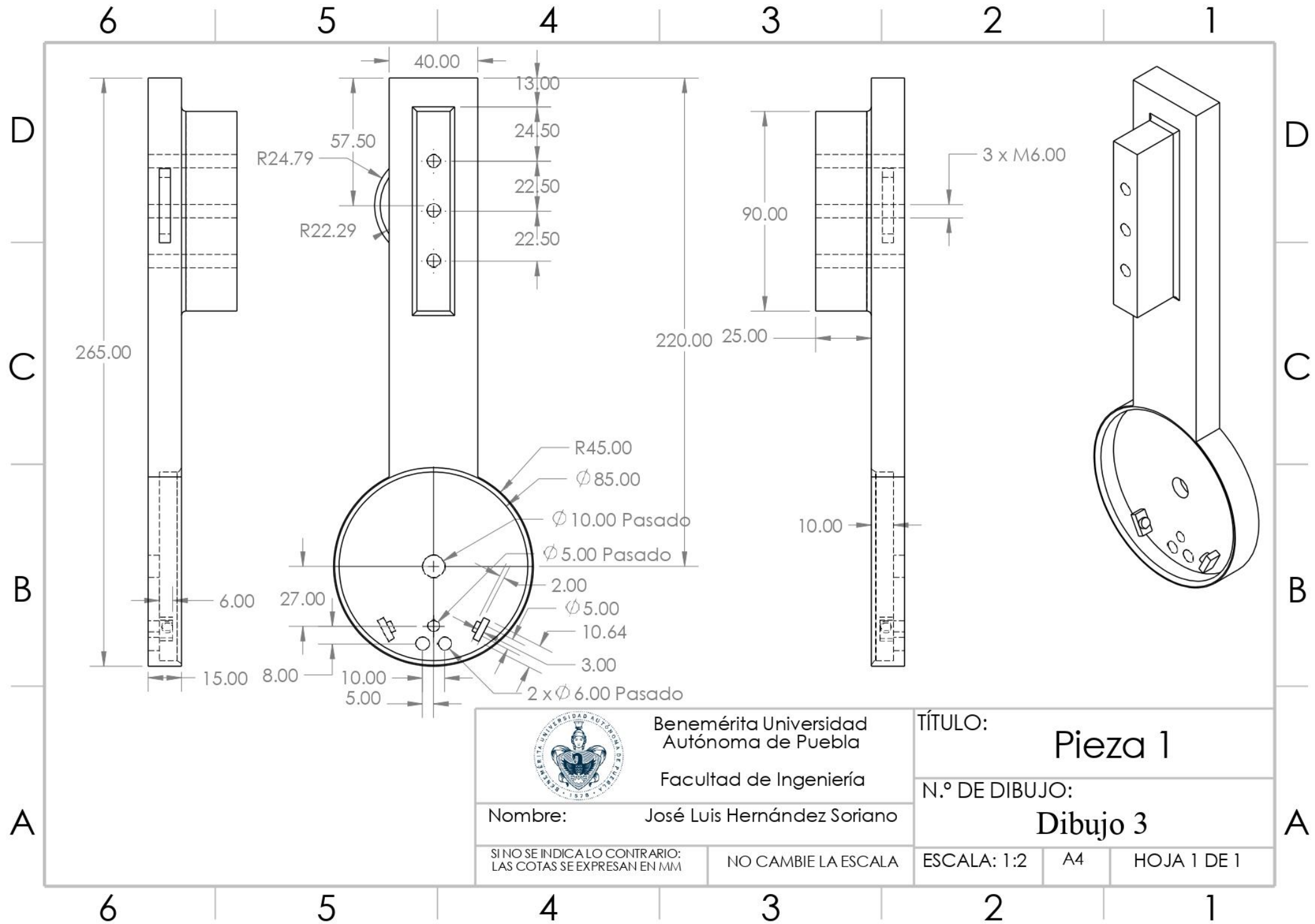
N.º DE DIBUJO:

Dibujo 2

ESCALA: 1:3

A4

HOJA 1 DE 1



Benemérita Universidad  
 Autónoma de Puebla  
 Facultad de Ingeniería

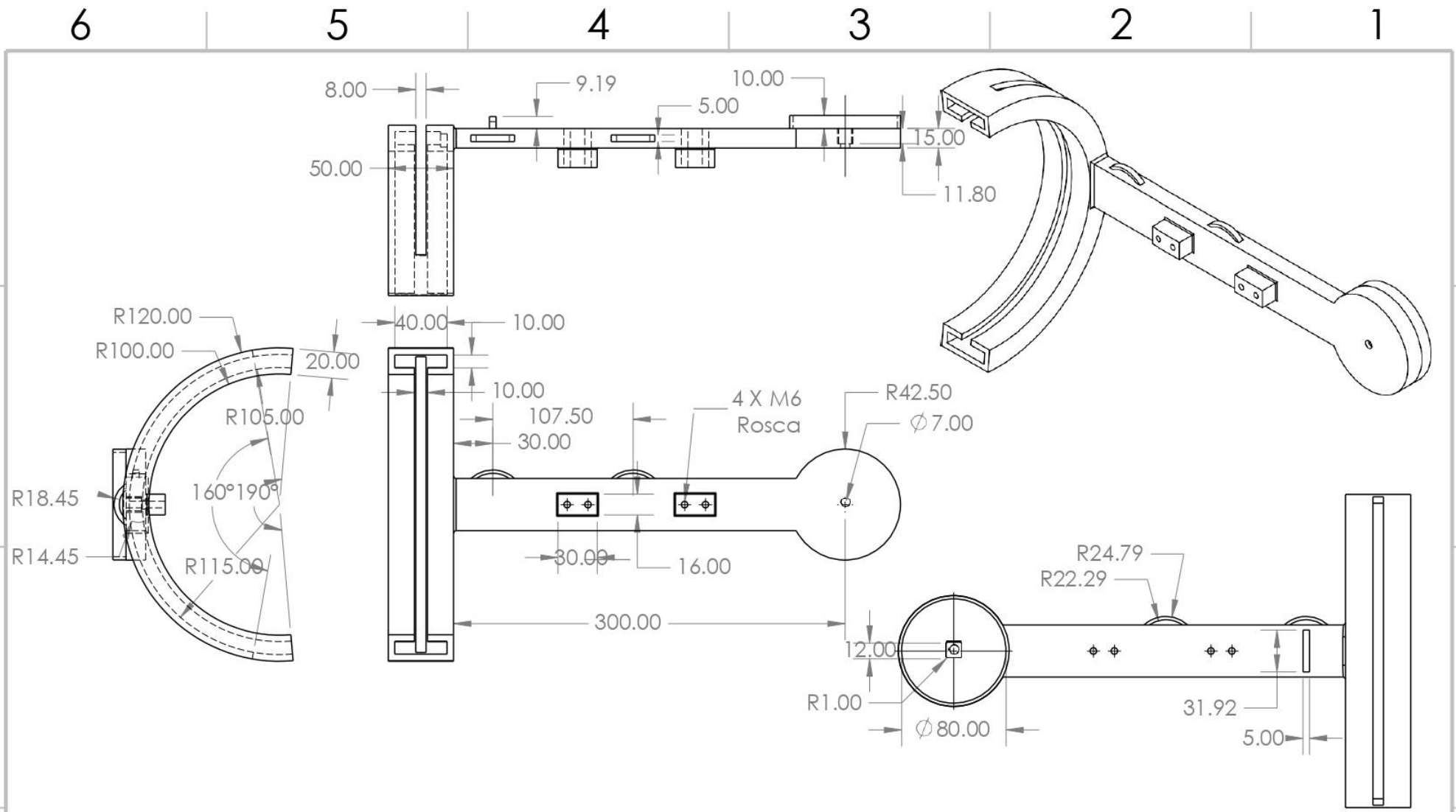
Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

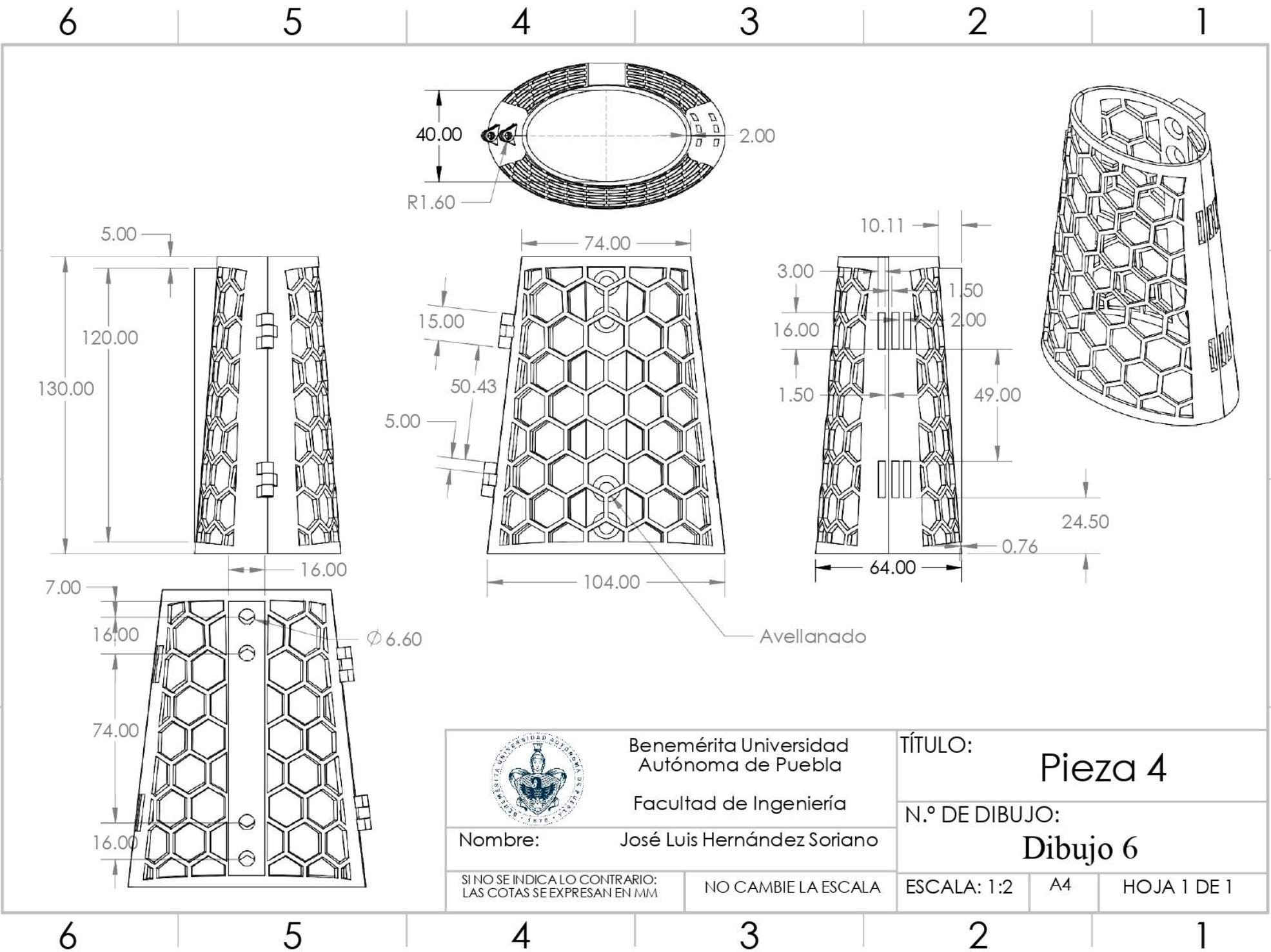
TÍTULO: **Pieza 1**  
 N.º DE DIBUJO: **Dibujo 3**

ESCALA: 1:2    A4    HOJA 1 DE 1

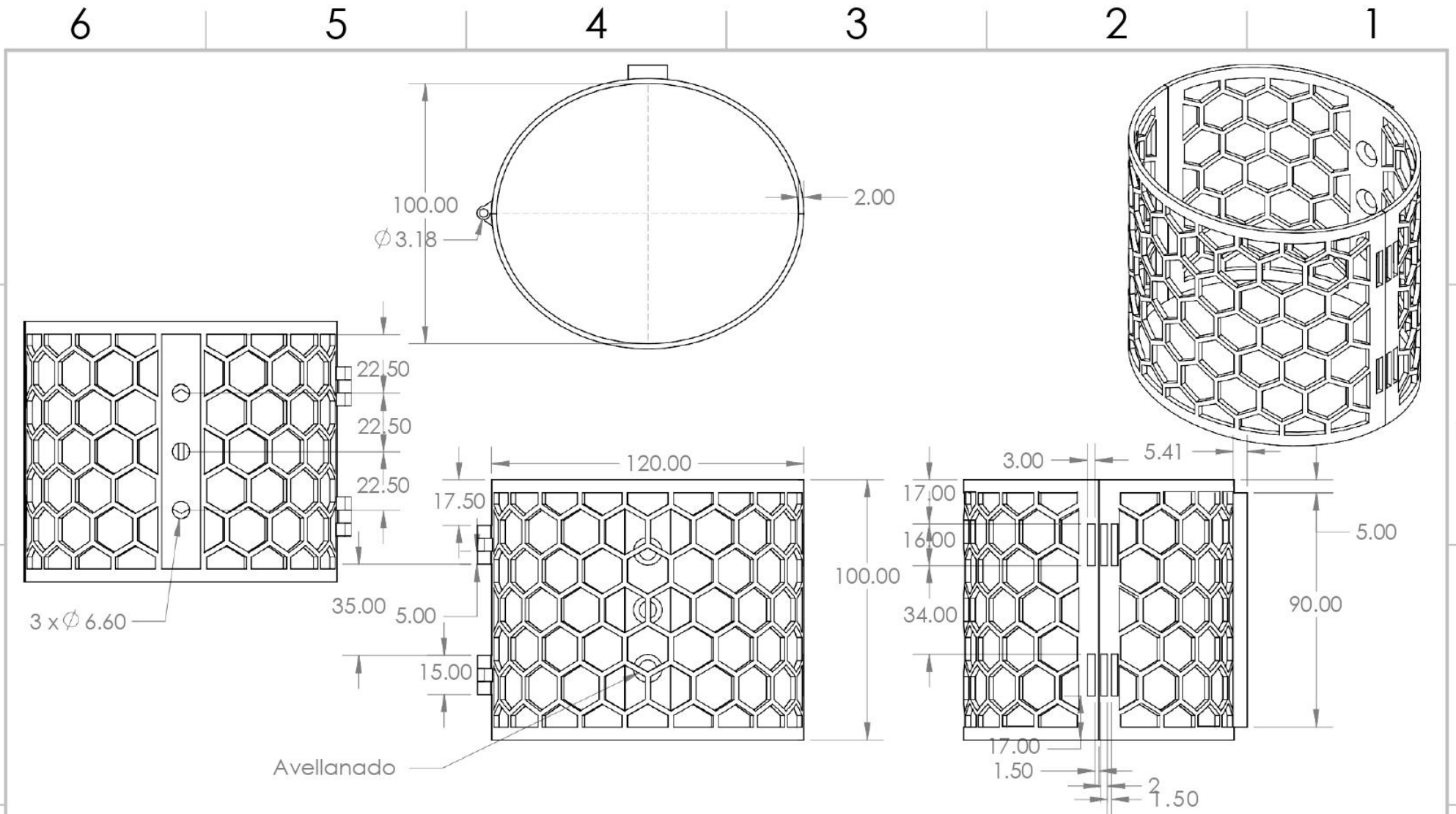


	Benemérita Universidad Autónoma de Puebla		TÍTULO: <b>Pieza 2</b>		
	Facultad de Ingeniería		N.º DE DIBUJO: <b>Dibujo 4</b>		
Nombre: José Luis Hernández Soriano					
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM		NO CAMBIE LA ESCALA		ESCALA: 1:5	A4
				HOJA 1 DE 1	





	Benemérita Universidad Autónoma de Puebla	TÍTULO: <b>Pieza 4</b>		
	Facultad de Ingeniería	N.º DE DIBUJO: <b>Dibujo 6</b>		
Nombre: José Luis Hernández Soriano				
SI NO SE INDICALO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM	NO CAMBIE LA ESCALA	ESCALA: 1:2	A4	HOJA 1 DE 1



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla  
Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

TÍTULO:

Pieza 5

N.º DE DIBUJO:

Dibujo 7

ESCALA: 1:5

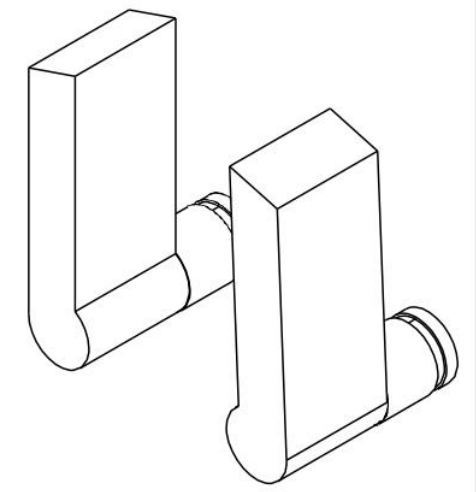
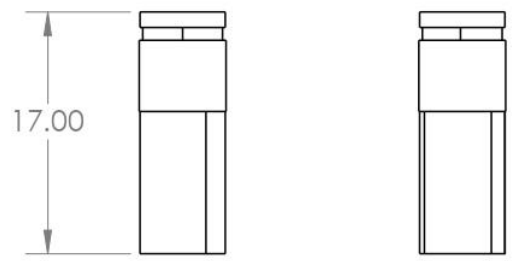
A4

HOJA 1 DE 1

6 5 4 3 2 1

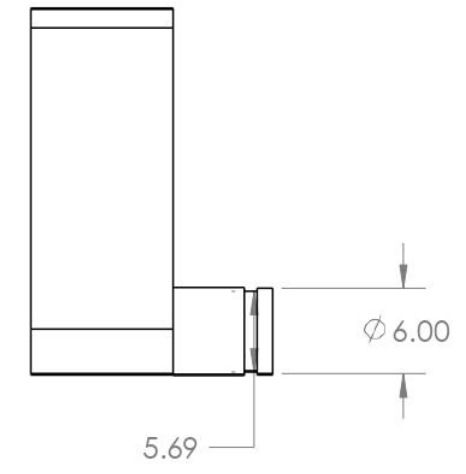
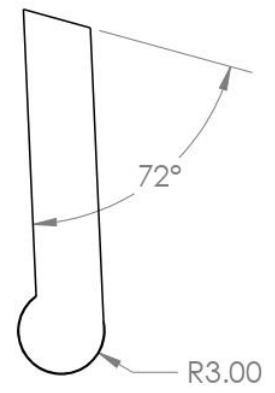
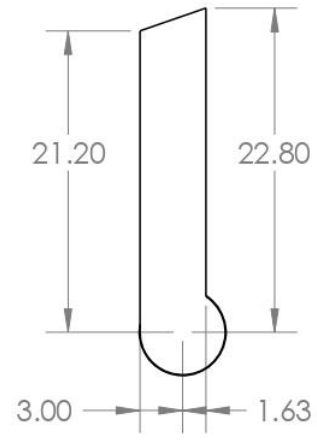
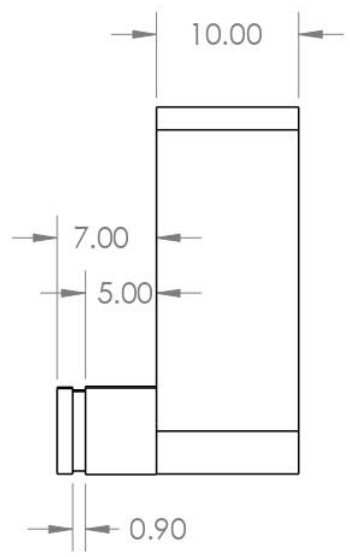
D

D



C

C



B

B

A

A



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla  
Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

TÍTULO: Uñetas

N.º DE DIBUJO: Dibujo 8

SINO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

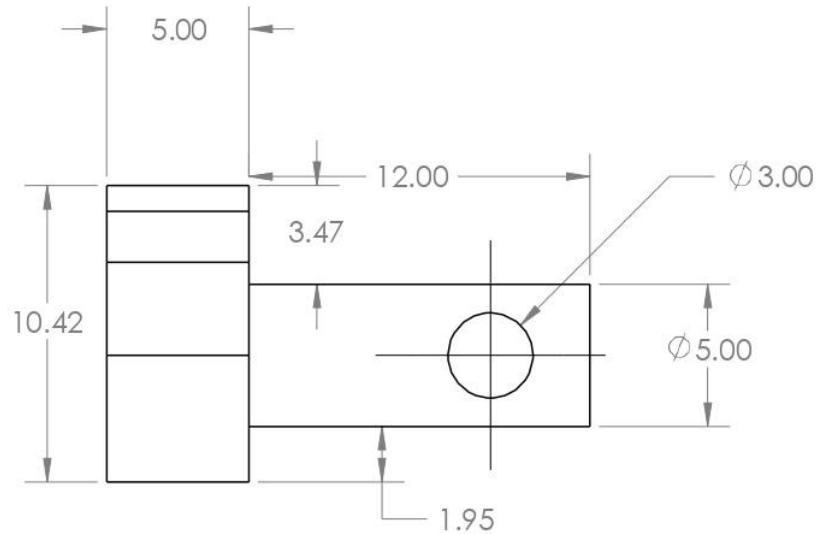
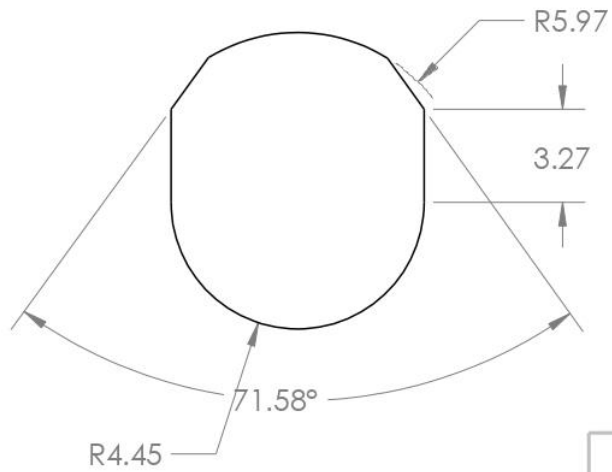
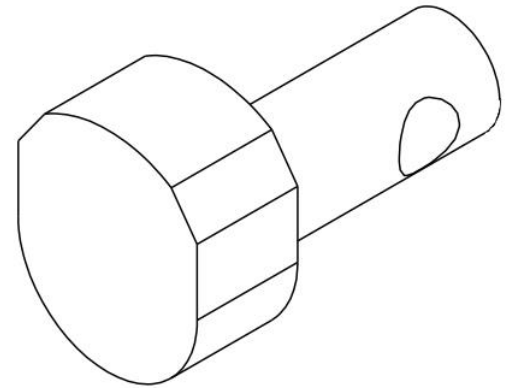
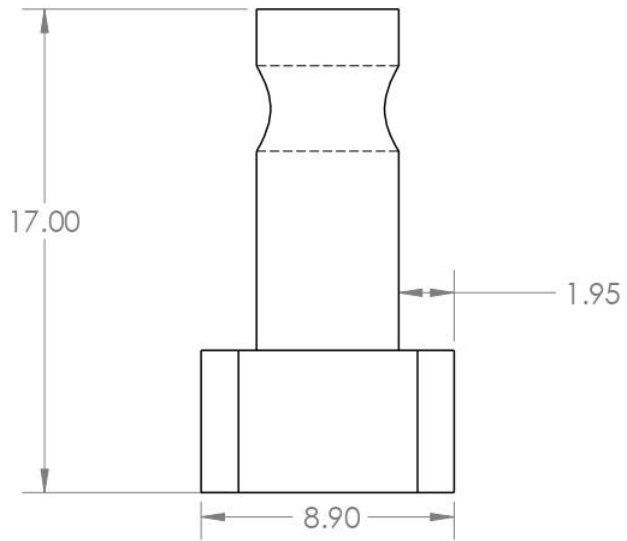
ESCALA: 2:1

A4

HOJA 1 DE 1

6 5 4 3 2 1

6 5 4 3 2 1



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla

Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

TÍTULO:

Leva

N.º DE DIBUJO:

Dibujo 9

ESCALA: 4:1

A4

HOJA 1 DE 1

6 5 4 3 2 1

D

D

C

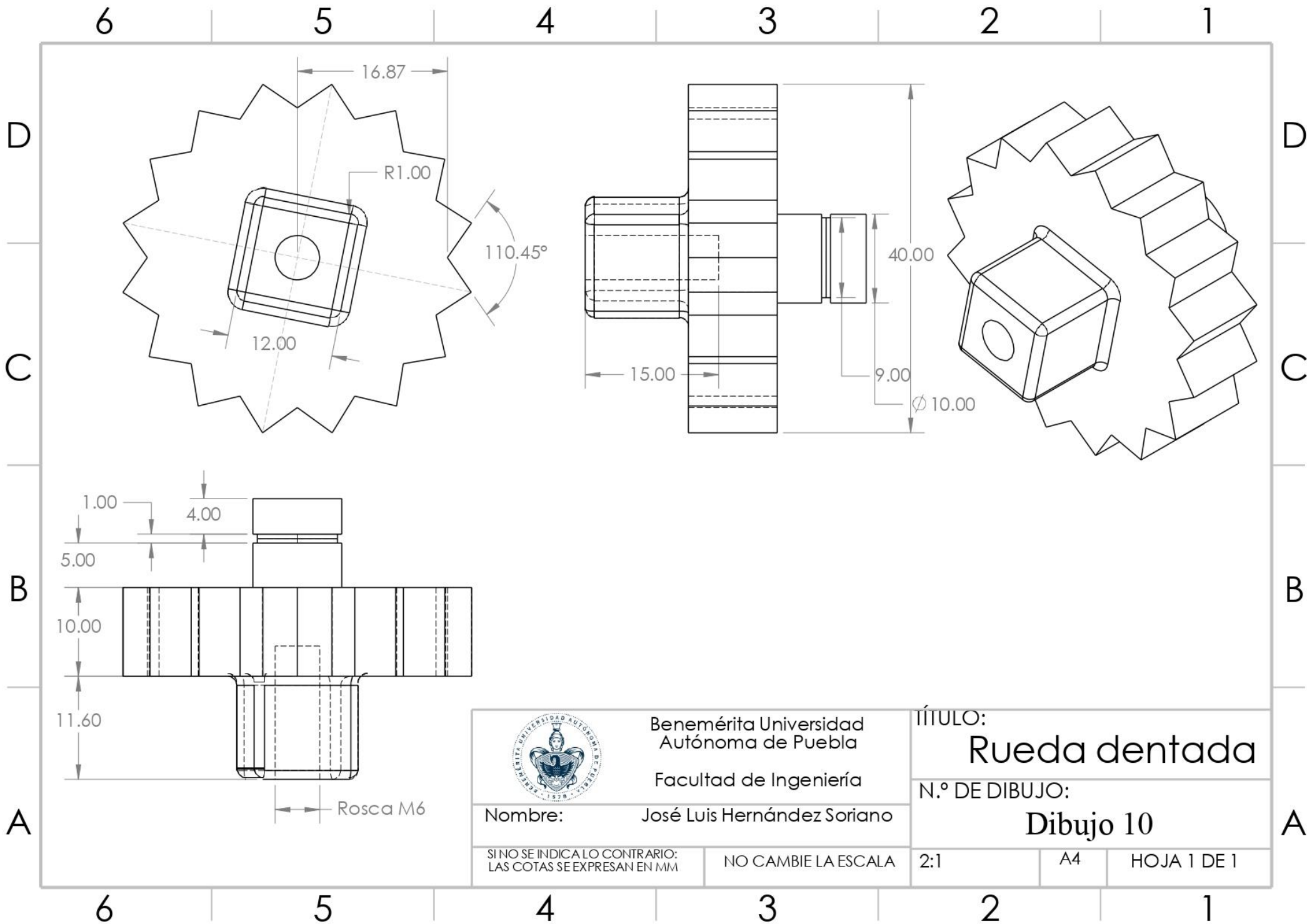
C

B

B

A

A



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla

Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

TÍTULO:

Rueda dentada

N.º DE DIBUJO:

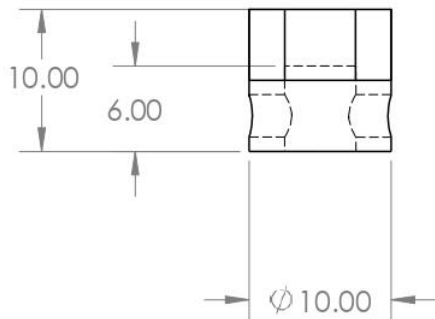
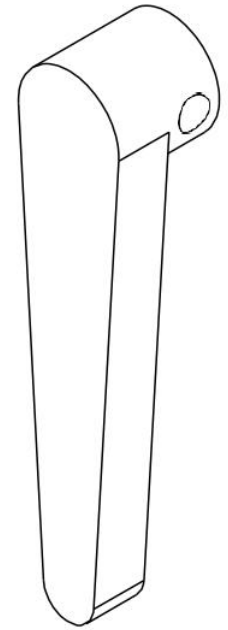
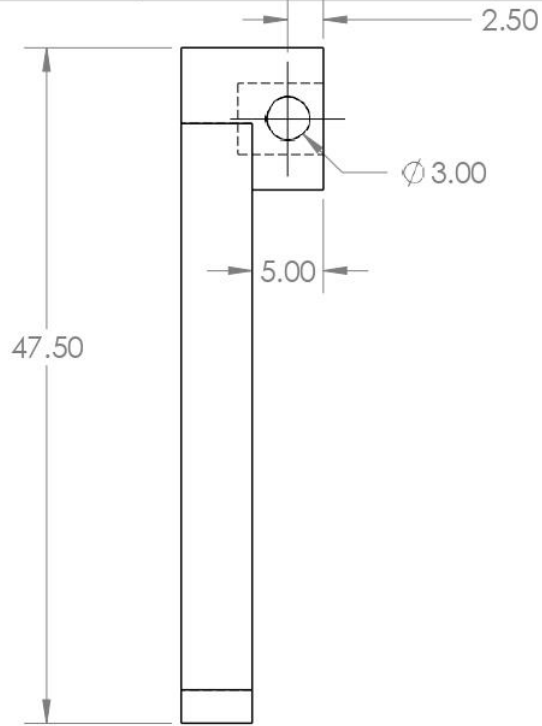
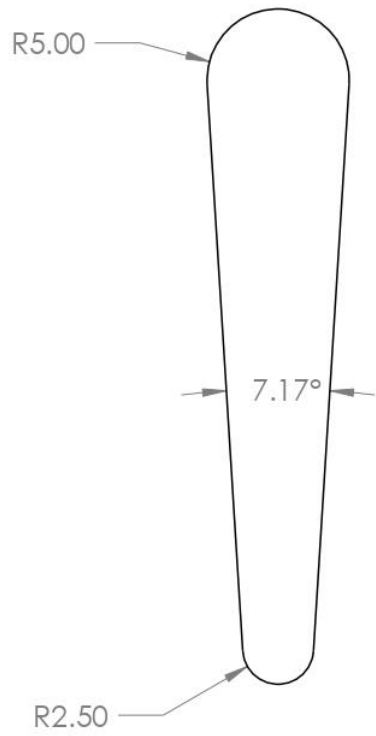
Dibujo 10

2:1

A4

HOJA 1 DE 1

6 5 4 3 2 1



Benemérita Universidad  
Autónoma de Puebla

Facultad de Ingeniería

Nombre: José Luis Hernández Soriano

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM

NO CAMBIE LA ESCALA

TÍTULO:

Selector

N.º DE DIBUJO:

Dibujo 11

ESCALA: 2:1

A4

HOJA 1 DE 1

6 5 4 3 2 1