

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO DE ÓRTESIS ACTIVA DE CODO PARA REHABILITACIÓN DE
PACIENTES ESPÁSTICOS

Tesis para obtener el grado de Ingeniero
Mecatrónico

Presenta: Néstor Rogelio Pérez Lafragua

Tutor: Dr. José Luis Fernández Zayas



2012



A mis amigos y compañeros

Que de alguna forma ayudaron indirecta o directamente con la realización de esta tesis, por las etapas que vivimos mientras estudiábamos, porque me apoyaron con alguna frase o comentario, sus opiniones me sirvieron mucho y fueron muy tomadas en cuenta.

A mis hermanos

Que me apoyaron tanto moral como económicamente, para el desarrollo de esta tesis, me dieron aliento a continuar en todo momento. Y por todos esos momentos que compartimos para llegar a este punto en la vida.

A mis padres

Por encaminarme siempre a terminar lo que comienzo, por apoyarme incondicionalmente en mi formación, por siempre estar pendientes de mí, por su perseverancia y constancia ya que me ayudaron a superar los momentos difíciles.

RESUMEN

Este documento busca presentar la forma en que se trabajó el diseño de un módulo para la rehabilitación de los movimientos de pronación y supinación del miembro superior derecho humano.

El presente documento se divide en 5 capítulos: el primero, “Introducción”; el segundo, “Antecedentes”; el tercero es “Definición del problema” el cuarto “Proceso de diseño”, el quinto “Pruebas y resultados” y el sexto “Conclusiones”. Después se incluyen bibliografía, referencias y anexos.

En el capítulo “Introducción” se muestran los objetivos generales y particulares que se plantearon al iniciar con este proyecto.

Durante el capítulo “Antecedentes” se busca situar al lector dentro del tema. Se introducen algunos conceptos importantes como el movimiento de supinación y el de pronación, el EVC y la espasticidad, la escala de medición de la evolución de la espasticidad que se utilizó, así como algunos tratamientos que existen para rehabilitar a los pacientes espásticos actualmente.

En el capítulo tres se hace la “Definición el problema” se decide realizar el diseño de un módulo encargado del movimiento pronosupinación, además se especifica el tipo de usuario al que está destinada la órtesis activa.

En el capítulo “Proceso de diseño” se describe el método que se siguió durante el desarrollo del proyecto. Este capítulo a su vez contiene apartados, donde se explica brevemente cada una de las etapas seguidas durante el proceso de diseño y cómo se llegó a la selección de un concepto.

Los capítulos quinto y sexto tratan sobre las conclusiones y resultados a los que se llegó durante el proyecto, los alcances que este podría tener y algunas observaciones que se le hacen al proyecto en general. Como conclusión general se obtuvo el diseño conceptual de un mecanismo que se utilizara para rehabilitar el movimiento de pronosupinación. Esto se logró por medio de un sistema de engranes, limitado en su carrera a 165°, con el fin de evitar lesiones en los pacientes por torcedura causada por el mecanismo.

Las secciones bibliografía, referencias y anexos exponen los documentos, planos, artículos, libros e imágenes que sirvieron al momento de diseñar e investigar sobre este tema.

CONTENIDO

Agradecimientos.....	1
Resumen.....	2
Tabla de ilustraciones.....	4
Presentación.....	5
1. Introducción.....	6
Objetivos y alcances.....	6
2. Antecedentes.....	6
2.1. Movimiento de pronosupinación.....	6
2.2. Evento cerebral vascular.....	8
2.3. Espasticidad.....	9
2.4. Escala Brunnstrom.....	10
2.5. Tratamientos para la espasticidad.....	10
2.6. Órtesis.....	11
3. Definición del problema.....	11
4. Proceso de diseño.....	12
4.1. Identificación de la necesidad.....	13
4.2. Diseño conceptual.....	18
4.2.1. Concepto tensor radio cubital.....	18
4.2.2. Concepto mecanismo marco radio cubital.....	20
4.2.3. Concepto pulsera engrane.....	22
4.3. Selección del concepto.....	24
4.4. Diseño de detalle.....	28
5. Resultados y pruebas.....	46
6. Conclusiones.....	50
Bibliografía y referencias.....	53
Anexos.....	56

A1 tabla antropometría mexicana.....	56
A2 muestra de medición de torques	57
A3 circuito eléctrico.....	58
A4 diagrama de flujo	59
A5 planos generales.....	60
A6 cotización motorreductor.....	73
A7 PCB	78

TABLA DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1 POSICIÓN INICIAL/CERO A. I. KAPANDJI [29]	7
ILUSTRACIÓN 2 SUPINACIÓN A.I. KAPANDJI [29].....	7
ILUSTRACIÓN 3. POSICIÓN PRONACIÓN A. I. KAPANDJI [29].....	7
ILUSTRACIÓN 4 PATRONES DE ESPASTICIDAD [7].....	9
ILUSTRACIÓN 5 CONCEPTO TENSOR RADIO CUBITAL J. M. TORNER [32].....	18
ILUSTRACIÓN 6 ISRAEL FLORES PROBANDO EL PROTOTIPO TENSOR RADIO CUBITAL	19
ILUSTRACIÓN 7 MARCO RADIO CUBITAL A. I. KAPANDJI [29]	20
ILUSTRACIÓN 8 MECANISMO MARCO RADIO CUBITAL.....	21
ILUSTRACIÓN 9 PROTOTIPO MECANISMO MARCO RADIO CUBITAL	21
ILUSTRACIÓN 10 CONCEPTO PULSERA ENGRANE	23
ILUSTRACIÓN 11 CONFIGURACIONES PIÑÓN – HERRADURA.....	27
ILUSTRACIÓN 12 MOTORREDUCTOR 3257 CR/ 32 / 3 FAULHABER.....	30
ILUSTRACIÓN 13 CARACTERÍSTICAS DE LOS ENGRANES	31
ILUSTRACIÓN 14 INTERFACE PARA CÁLCULO DEL ENGRANE GEARTRAX 2010	33
ILUSTRACIÓN 15 INTERFACE PARA CÁLCULO DEL PIÑÓN GEARTRAX 2010	34
ILUSTRACIÓN 16 PIÑÓN, ENGRANE EN FORMA DE HERRADURA Y LA AGARRADERA.....	36
ILUSTRACIÓN 17 BASE CIRCUITERÍA Y MECANISMO	40
ILUSTRACIÓN 18 ÓRTESIS DE ANTEBRAZO Y SU EXPLOSIÓN CON RESPECTO A LA BASE CIRCUITERÍA Y MECANISMO	41
ILUSTRACIÓN 19 PERNO GUÍA EN RELACIÓN AL ENGRANE HERRADURA Y LA BASÉ PARA MECANISMO Y CIRCUITERÍA.....	41
ILUSTRACIÓN 20 EXPLOSIÓN DE BANDAS AJUSTABLES A Y B,	42
ILUSTRACIÓN 21 ÓRTESIS BRAZO	42
ILUSTRACIÓN 22 SUJECIONES A Y B.....	43
ILUSTRACIÓN 23 EXPLOSIÓN SUJECIONES A Y B RESPECTO A LAS PIEZAS ÓRTESIS BRAZO Y ANTEBRAZO	43
ILUSTRACIÓN 24 EXPLOSIÓN DE PIEZAS BANDA AJUSTABLE BÍCEPS RESPECTO A ÓRTESIS BRAZO	44
ILUSTRACIÓN 25 ÓRTESIS PARA MIEMBRO SUPERIOR	44
ILUSTRACIÓN 26 CUBRE POLVO PARA MECANISMO Y CIRCUITERÍA	45
ILUSTRACIÓN 27 CONFIGURACIÓN DE LA ÓRTESIS ACTIVA DE MIEMBRO SUPERIOR.....	46
ILUSTRACIÓN 28 PROTOTIPO NO FUNCIONAL DEL CONCEPTO PULSERA ENGRANE	47
ILUSTRACIÓN 29 CONCEPTO PRONOSUPINACIÓN Y FLEXO-EXTENSIÓN DE CODO J.M. TORNER [32].....	49

PRESENTACIÓN

La ingeniería se ha encargado de mejorar la vida de los seres humanos, ayudando en todos los aspectos de la vida cotidiana, desde la industrialización, la construcción de casas, puentes, caminos y transportes para el comercio, hasta el entretenimiento como la televisión, las consolas de videojuegos y los reproductores de música.

Más enfocado a las tecnologías biomédicas, la ingeniería está siendo de gran utilidad para la rehabilitación de pacientes, la suplantación de miembros u órganos con órtesis, prótesis y exoesqueletos. Todo esto con el objetivo de mejorar la calidad de vida de pacientes que han sufrido malformaciones o enfermedades de nacimiento, algún accidente durante su vida, así como para mejorar el desempeño de habilidades humanas, tales como la capacidad de carga o la visión.

Esto es de gran interés e inspiración personal, pues la mayoría de las veces las personas con algún impedimento físico son ignoradas ya sea social o profesionalmente. Para algunos incluso es difícil acceder al transporte público, caminar por una acera, realizar actividades de recreación y todavía más importante, realizar actividades indispensables como bañarse, comer, lavarse los dientes.

Ante dichas circunstancias, en esta tesis se buscó que la ingeniería sea útil para las personas que sufrieron un Evento Cerebral Vascular (EVC) y que padecen de espasticidad muscular en el miembro superior. Se pretende mejorar la calidad de vida de estos pacientes, ayudando en su rehabilitación, que ésta se pueda realizar desde su casa, sin necesidad de presentarse en una institución. Esto como parte de un tratamiento médico, pero sin la obligación de pasar horas en un hospital e incluso con la posibilidad de tener la rehabilitación en algún lugar público, al aire libre.

En este tipo de pacientes se ha notado que con ayuda de movimientos involuntarios de los músculos, estos recobran la funcionalidad de sus extremidades, aunque no al 100%, sí lo suficiente para mejorar su calidad de vida.

El presente trabajo forma parte de un proyecto que contempla la interacción multidisciplinaria entre alumnos de la Facultad de Ingeniería (FI) y el Centro de Investigaciones de Diseño Industrial (CIDI) de la U. N. A. M. para la realización de una órtesis activa de miembro superior, que permita la rehabilitación de pacientes con espasticidad muscular. El proyecto completo contempla rehabilitar los movimientos flexo-extensión de dedos, flexo-extensión de mano, pronosupinación y flexo-extensión de brazo.

En particular se trata el diseño del módulo de pronosupinación de miembro superior, que buscará la rehabilitación de los movimientos de pronación y supinación, por medio de una órtesis activa que realice movimientos programados, a una velocidad y posición involuntarios.

1. INTRODUCCIÓN

OBJETIVOS Y ALCANCES

Objetivos generales del proyecto

Realizar el diseño mecánico y electrónico de una órtesis activa de codo, que sea portátil y programable que permita la rehabilitación del movimiento de pronosupinación, para pacientes con espasticidad muscular.

Objetivos particulares

- Realizar el diseño conceptual de un mecanismo que permita la rehabilitación de los movimientos pronación y supinación de miembro superior en un brazo espástico.
- Obtener un diseño conceptual del circuito electrónico, que permita el funcionamiento automático de la órtesis activa.
- Realizar un programa en un microcontrolador que permita realizar una terapia programada.

Alcances

Obtener una nueva propuesta de producto para una rehabilitación eficiente y cómoda para el paciente con espasticidad muscular.

2. ANTECEDENTES

2.1. MOVIMIENTO DE PRONOSUPINACIÓN

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo entorno a su eje longitudinal. Este movimiento necesita la intervención de dos articulaciones mecánicamente unidas: la articulación radio cubital, que pertenece a la articulación del codo y la articulación distal.

De este modo la mano como extremo efector de miembro superior puede situarse en cualquier ángulo para poder coger o sostener un objeto.

La rotación longitudinal en el antebrazo se produce alrededor del cubito.

Para medir la pronosupinación se debe colocar el codo flexionado 90° y pegado al cuerpo; y situar el antebrazo en la posición anatómica inicial o posición cero, que consiste en direccionar el pulgar hacia arriba y la palma de la mano hacia adentro. Esta posición no se considera pronación ni supinación, sino que será el punto de partida para obtener sus medidas. Esto se observa en la ilustración 1.



Ilustración 1 Posición inicial/cero A. I. Kapandji [29]

La **posición de supinación** (ilustración 2) se realiza cuando la dirección de la palma se dirige hacia arriba y el pulgar hacia afuera; la amplitud de movimiento de supinación es de 90°.

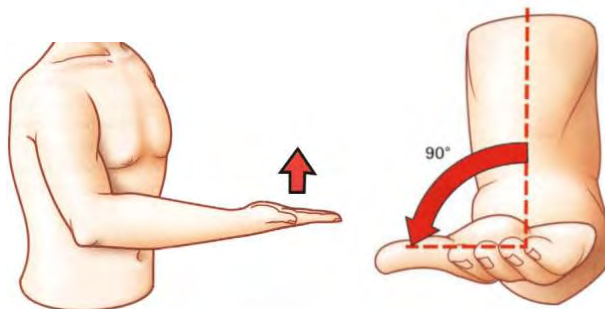


Ilustración 2 Supinación A.I. Kapandji [29]

La **posición de pronación** (ilustración 3) se realiza cuando la mano se dirige hacia abajo con el pulgar hacia adentro; la amplitud de movimiento de pronación es de 85°.

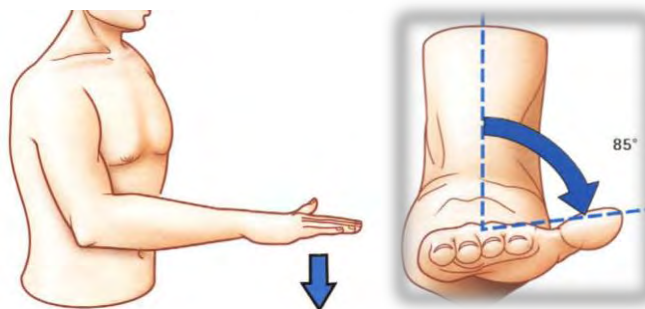


Ilustración 3. Posición Pronación A. I. Kapandji [29]

En resumen la amplitud total de la pronosupinación, cuando solo interviene la rotación axial del antebrazo se aproxima a los 180°.

Cuando se asocian los movimientos de rotación de la articulación del hombro, con el codo totalmente extendido, esta amplitud alcanza:

- 360° cuando el miembro superior esta vertical a lo largo del tronco.
- 270° cuando el miembro superior está en abducción de 90°.
- 270° en flexión de 90°.
- Apenas sobrepasa los 180° cuando el miembro superior esta vertical en máxima abducción.

La pronosupinación es uno de los siete grados de libertad que componen a la cadena articular del miembro superior, es uno de los más importantes, pues desarrolla un papel esencial en todas las acciones de la mano y en particular durante el trabajo. Algunas de sus funciones es poder llevar en un sector esférico centrado en el hombro y llevar a la boca, lo cual es indispensable para la alimentación, también permite que la mano alcance cualquier punto del cuerpo con la finalidad de protección o de higiene [29].

2.2. EVENTO CEREBRAL VASCULAR

La Enfermedad Vascul ar Cerebral (EVC) es una alteración neurológica, se caracteriza por su aparición brusca, generalmente sin aviso, con síntomas de 24 horas o más, causando secuelas e incluso muerte. Destaca como la causa más común de incapacidad en adultos y es la quinta causa de muerte en nuestro país.

Un Evento Vascul ar Cerebral (EVC) puede ocurrir cuando una arteria se obstruye produciendo interrupción o pérdida repentina del flujo sanguíneo cerebral o bien, ser el resultado de la ruptura de un vaso, dando lugar a un derrame [3].

Los tres tipos principales de EVC son:

Trombótico: El flujo de sangre de una arteria cerebral se bloquea debido a un coágulo que se forma dentro de la arteria. La aterosclerosis, que es la acumulación de depósitos grasos en las paredes de las arterias, causa un estrechamiento de los vasos sanguíneos y con frecuencia es responsable de la formación de dichos coágulos.

Embólico: El coágulo se origina en alguna parte alejada del cerebro, por ejemplo en el corazón. Una porción del coágulo (un émbolo) se desprende y es arrastrada por la corriente sanguínea al cerebro, el coágulo llega a un punto que es lo suficientemente estrecho como para no poder continuar y tapa el vaso sanguíneo, cortando el abastecimiento de sangre. Este bloque súbito se llama embolia.

Hemorrágico (derrame cerebral): Ruptura y sangrado de un vaso sanguíneo en el cerebro.

Los efectos de un EVC pueden variar desde leves hasta severos y pueden incluir parálisis, problemas de raciocinio, del habla, problemas de visión y problemas en la coordinación motora. El efecto de nuestro interés es conocido como espasticidad.

2.3. ESPASTICIDAD

Se conoce como **tono muscular** al estado permanente de contracción parcial, pasiva y continua de los músculos. Se trata del estado de reposo de los músculos que ayuda a mantener la postura corporal acorde para cada movimiento. [28]

Según Young la espasticidad se define como un incremento del tono muscular dependiente de la velocidad y forma parte del Síndrome de Motoneurona Superior (SMS) [1].

La espasticidad se refiere a músculos tensos y rígidos. También se puede llamar "tensión" inusual o aumento del tono muscular. Los reflejos (por ejemplo, un reflejo rotuliano) son más fuertes o exagerados. La afección puede interferir con la actividad de caminar, el movimiento o el habla [2]; y generalmente es causada por daño en la parte del cerebro involucrada en su control.

Los síntomas de espasticidad abarcan:

- ❖ Postura anormal.
- ❖ Llevar los hombros, los brazos, la muñeca y los dedos de las manos a un ángulo anormal debido a la rigidez muscular.
- ❖ Reflejos tendinosos profundos y exagerados (el reflejo rotuliano y otros reflejos).
- ❖ Movimientos espasmódicos repetitivos (clono), especialmente al tocarlo o moverlo.
- ❖ Tijereteo: cruce de piernas como si se cerraran las puntas de unas tijeras.
- ❖ La espasticidad puede también afectar el habla. La espasticidad grave y prolongada puede conducir a la contractura de los músculos, lo cual puede reducir el rango de movimiento o dejar las articulaciones flexionadas.

En la ilustración 4 se muestran los patrones de espasticidad del miembro superior [7]:

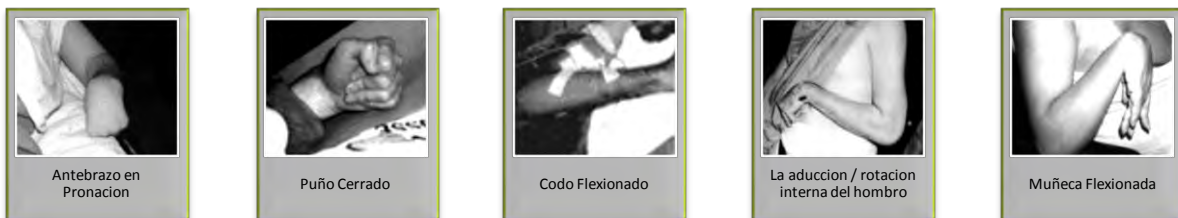


Ilustración 4 Patrones de espasticidad [7]

2.4. ESCALA BRUNNSTROM

Existen varias escuelas para la valoración de la espasticidad, la recomendada por los médicos en rehabilitación es la escala de control de motor Brunnstrom, ya que es muy aceptable y aplicable en la práctica habitual [18].

Fase 1: Flacidez, no se puede iniciar ningún movimiento de las extremidades.

Fase 2: La espasticidad empieza a desarrollarse. Las sinergias básicas de las extremidades pueden aparecer como reacciones asociadas.

Fase 3: La espasticidad se ha desarrollado y puede volverse severa. El paciente obtiene control voluntario de las sinergias del movimiento, aunque el alcance completo de todos los componentes sinérgicos no se desarrolla necesariamente.

Fase 4: La espasticidad empieza a declinar. Se consiguen algunas combinaciones del movimiento que no siguen la trayectoria de ninguna sinergia.

Fase 5: Continúa disminuyendo la espasticidad. Se aprenden combinaciones de movimientos más difíciles, mientras las sinergias básicas de las extremidades pierden su dominio sobre los actos motores.

Fase 6: Desaparición de la espasticidad. Se hacen posibles movimientos articulares individuales y la coordinación se acerca a la normal [17].

2.5. TRATAMIENTOS PARA LA ESPASTICIDAD

Algunos tratamientos que existen para rehabilitar este padecimiento son:

- Postura: Se utilizan distintas posiciones para disminuir los efectos de la espasticidad. Algunas posturas pueden proveer estiramientos suaves y lentos de los músculos espásticos o impedir los movimientos automáticos. Se pueden usar aparatos ortopédicos. Este tipo de tratamiento es el que concierne esta tesis.
- Limitación de la incomodidad: Se basa en ayudar al paciente a descansar bien, evitar el dolor y las molestias en general.
- Aplicación de calor/frío: Se utiliza para relajar temporalmente un músculo espástico.
- Medicamentos: Estos pueden mejorar los efectos de la espasticidad. Algunas medicinas que se utilizan son el diazepam, dantrolene sodium, tizanidine, botulinum toxins A y B, baclofen entre otras.
- Cirugía: Se puede realizar una cirugía para reducir los efectos de la espasticidad. Existe la cirugía ortopédica que alarga los músculos o tendones. También hay la rizotomía dorsal selectiva, procedimiento en el cual se cortan algunas fibras de los nervios que entran a la médula espinal, para así disminuir el efecto que tienen los nervios que van a los músculos espásticos de las piernas.
- Estimulación eléctrica [4].

Es importante mencionar que no se ha encontrado un tratamiento superior a otro para dicha enfermedad, todos ofrecen ventajas y desventajas a los síntomas del paciente.

2.6. ÓRTESIS

Las órtesis son dispositivos que se aplican externamente sobre una región anatómica, con el fin de mejorar, restaurar o mantener una función alterada de la extremidad o alguno de sus miembros [5].

Las órtesis funcionan aplicando fuerzas sobre el cuerpo. Abarcan las partes del cuerpo de las que se desea evitar algún movimiento, alinear articulaciones o elongar músculos.

Las órtesis de miembro superior pueden ser clasificadas [6]:

1. Según su función: estáticas o activas (dinámicas).
2. Según su localización: hombro, codo, antebrazo-muñeca, mano o dedos (pulgares).

Objetivos del tratamiento ortésico en el miembro superior:

- Mantener la movilidad, estabilidad y la alineación correcta de las articulaciones.
- Mantenimiento de la función de la mano, la prevención de las retracciones y la sustitución de la función perdida.

REQUISITOS PARA EL ÉXITO DEL TRATAMIENTO ORTÉSICO:

- Ofrecer completa y clara información de los objetivos perseguidos con la órtesis.
- Adecuado adiestramiento y enseñanza práctica de su utilización.
- Que la órtesis permita/facilite una función imposible de lograr con otros medios.

3. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

El problema planteado a inicios del proyecto era la realización de una órtesis activa para miembro superior, que mediante módulos acoplables entre sí, permitiera la rehabilitación de los movimientos flexo extensión de codo, pronosupinación, flexo extensión de mano y flexo extensión de dedos. Los módulos que se desarrollarían serían “módulo de hombro”, “módulo de codo” y “módulo de mano”.

Avanzando en el proyecto, nos dimos cuenta de que era mejor separar cada movimiento, comenzar en una etapa inicial del desarrollo de este producto. Así me tocó crear la parte del mecanismo que se encargara de la pronosupinación del brazo y que a su vez fuera una parte del “módulo del codo”. Tal fue el punto de partida para acotar el problema a lo siguiente:

Diseñar una órtesis activa que permita la rehabilitación de miembro superior para pacientes que padezcan espasticidad muscular, específicamente problemas en el movimiento de pronosupinación. El aparato se destinará a hombre o mujer en edad de madurez ósea (18 años en adelante), no en una etapa de deterioro (más de 65 años); tampoco deberá tener restricciones de cualquier índole (muscular, mental, etc.) que impidan su uso. Además, el usuario deberá haber cumplido con 6 meses de rehabilitación previa al uso de la órtesis activa o cumplir con una Fase 3 según la escala Brunnstrom. Lo más importante es que el uso de la órtesis requerirá de prescripción médica.

La órtesis será diseñada para poder ser usada desde el percentil 5 hasta el 95 de la población masculina de acuerdo a la antropometría mexicana.

4. PROCESO DE DISEÑO

Durante mi formación académica, y el desarrollo de otros proyectos, he aprendido que la mejor manera de realizarlos es a través de un método de diseño, esto es para llevar a cabo el trabajo de forma eficiente y tener una manera segura de avanzar. Existe gran variedad de métodos de diseño, en general la idea es tener una pauta por seguir. El diseño de productos de cualquier índole, requiere mucho esfuerzo, tiempo, coordinación y dinero, por esto es importante tener una “secuencia de pasos por seguir”. Los pasos de estos métodos son muy variados, pero en general son una secuencia a prueba - error y en cualquier momento se puede avanzar o retroceder según el proyecto lo requiera.

Describir el proceso de diseño no es una tarea fácil. Además no todos los autores coinciden en la descripción de este y sus etapas [33]. En general la descripción de los pasos que se siguieron durante la realización de este proyecto fueron los siguientes:

“identificación del problema”, se observaron las necesidades o requerimientos que se deben satisfacer tan precisa y posiblemente como se pueda.

En la etapa del “diseño conceptual” es donde se desarrollaron o supusieron una serie de soluciones, las cuales nos sirvieron para comprobar si el concepto era viable o no.

Durante la fase de “selección del concepto”, se realizaron algunas evaluaciones, sobre los diseños conceptuales y se eligió uno, además se realizó una selección del tipo de configuración de engranes que se utilizaría para realizar los movimientos de pronosupinación.

Cuando se llega a la etapa de “diseño del detalle”, se afina el concepto seleccionado. Añadiendo o quitando algunas características.

Durante este proceso de diseño existieron puntos de retorno entre cada etapa. Acerca de esto podría comentar, por ejemplo; que si se llegábamos a la fase “selección del concepto” y al realizar pruebas, este no funciona, regresábamos a la etapa anterior (diseño conceptual); o en caso de ser necesario, regresar hasta el paso inicial, “análisis del problema”.

Para enfrentar este problema fue necesaria la consolidación de un equipo de trabajo multidisciplinario, conformado por: estudiantes del CIDI (Centro de Investigaciones de Diseño Industrial) y alumnos de la Facultad de Ingeniería, que comenzamos el proyecto como servicio social y algunos lo continuamos como tesis.

El equipo que ayudo en la realización de esta parte proyecto, estaba conformado por:

Israel Flores es un paciente hemipléjico con quien tuvimos el privilegio de trabajar, el cual nos ayudó en la realización de pruebas de ergonomía y funcionalidad, además de ser parte central del proyecto pues sin su ayuda nos hubiera sido difícil entender la complejidad del problema y la necesidad de encontrar una solución.

J. Manuel Torner. Él contribuyo durante el diseño de todos los módulos del proyecto, desarrolló su tesis, con el título “desarrollo de exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior en pacientes hemipléjicos y su sistema de desarrollo”, para obtener el grado de Diseñador Industrial. Realizo tareas de diseño tales como construcción de prototipos, proposición de materiales, diseñó encuestas y efectuó

pruebas con personas sanas. Ideó algunos métodos de producción, dio una forma estética de la órtesis activa donde se conjugaron las funciones y los mecanismos con el atractivo visual [32].

Además se contó con el apoyo del Laboratorio de Ergonomía del Centro Médico Siglo XXI M.C. Dra. Irene Mujica Morales. Quien nos proporcionó pláticas de ergonomía, biomecánica, nos dio acceso a médicos especializados en rehabilitación (Dr. José Ángel Hernández), los cuales nos hicieron varias observaciones y aclaraciones sobre la espasticidad; además que ayudaron a acotar el proyecto. Nos proporcionó información (estadística) sobre medidas antropométricas de la población mexicana y a equipo médico de medición, que nos fue útil para conocer el comportamiento biomecánico del brazo y sus elementos. Esta información nos fue de gran ayuda al diseñar la órtesis activa.

Jesús de Emanuel Ortiz, desarrollo su tesis para obtener el grado de Ingeniero mecatrónico, ayudo indirectamente en el desarrollo del módulo de pronosupinación. Pero ayudo en la concepción ingenieril del proyecto completo, específicamente en el diseño de los módulos de flexo - extensión de dedos y mano, los resultados que el obtuvo, fueron de utilidad para concebir los mecanismos que se presentan en este documento [36].

Néstor R. Pérez, me encargue de la parte de ingeniería del “módulo de pronosupinación”, las tareas en que me desenvolví se explican mejor en cada uno de los puntos que se presentan en esta tesis, tales como diseño y selección de engranes, programación de microcontrolador, diseño circuito electrónico. Ideé varios conceptos de mecanismos que ayudaran al paciente espástico a realizar una terapia del movimiento de pronosupinación, ayude en la realización de los prototipos y pruebas correspondientes a cada concepto.

4.1. IDENTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD

Al principio del proyecto teníamos una vaga idea de lo que queríamos hacer al finalizar el proyecto. Sabíamos que buscábamos diseñar el prototipo funcional de una órtesis activa para brazo que fuera modular y pudiera hacer los movimientos más representativos del miembro superior. Estos movimientos son: los tres grados de libertad del hombro, flexión, extensión y abducción; y los dos grados de libertad del codo, flexo extensión y pronosupinación de codo. También queríamos que este prototipo hiciera los movimientos flexo extensión, abducción, aducción de muñeca y flexo extensión de dedos [29]. La órtesis sería portátil y tendría una imagen que no incomodara al usuario; que no fuera un elemento que se hiciera para un paciente en particular, como sucede con algunas férulas y órtesis que se usan actualmente y que se hacen a medida, sino que fuese útil para distintas medidas de pacientes [32].

El objetivo de la órtesis activa sería lograr una terapia física completa para todo el miembro superior, por medio de ejercicios programados que ejercieran movimientos involuntarios sobre el miembro superior del paciente. También pensamos que podría servir de asistente en la rutina diaria de una persona discapacitada, que apoyara al paciente a realizar movimientos comunes tales como peinarse, vestirse, bañarse, lavarse los dientes, tomar un vaso o comer.

Al conjuntar estos objetivos, naturalmente comenzamos la etapa de la investigación. Este momento es muy importante durante el proyecto y de hecho es, a mi parecer, un punto que nunca termino durante el desarrollo de mi servicio social y tesis. La investigación nos hizo ver alrededor de nosotros, ubicarnos en qué punto estábamos, buscar si existía competencia, cómo es que habían resuelto problemas similares. Tuvimos

pláticas con médicos rehabilitadores. Lo más importante que salió de las pláticas con los médicos, fue darnos cuenta de que nuestro proyecto era ambicioso, lo cual estaba bien; pero estaba mal enfocado, esto nos hizo replantear el problema. Salieron observaciones importantes, nos recomendaron acotarlo, buscar un único problema y su tratamiento, así como un solo tipo de pacientes y una población muy específica. Después, ya que se tuviera el producto, podría abrirse a pruebas para otro tipo de pacientes o terapias. Los médicos rehabilitadores se mostraron interesados en ayudarnos a acotar tanto al tipo de paciente como a la definición de la necesidad y a darnos recomendaciones para las terapias.

Así que decidimos acotar el proyecto, eliminamos los movimientos de la articulación de hombro (por su complejidad), abducción y aducción de muñeca. También nos olvidamos, por el momento, de que el exoesqueleto sirviera como asistente para movimientos cotidianos, como los ya mencionados anteriormente.

Decidimos iniciar diseñando los módulos de la mano y el codo. Esto con el fin de tener datos ciertos sobre el peso que debería cargar el motor que hiciera el movimiento flexo - extensión de codo. Comenzamos con la parte flexo - extensión de dedos. Continuaríamos con flexo extensión de mano y esto nos llevó al tema de esta tesis, “pronación y supinación de brazo”, movimientos pertenecientes a la articulación del codo. Todos estos mecanismos se dividieron en equipos, yo participé en etapas de desarrollo de estos mecanismos o en ideas alternativas a las seleccionadas finalmente. Cuando el proyecto llegó al diseño del módulo de pronosupinación ya no había equipos, pues la etapa de servicio social había terminado y solo quedábamos los interesados en seguir con la tesis, sin embargo continué trabajando con ayuda del diseñador que también realizó un capítulo de su tesis sobre el tema. Todo esto nos llevó a la definición de una necesidad más específica y a la investigación enfocada a solo un movimiento.

Las necesidades que encontramos fueron las siguientes:

El módulo de pronosupinación tendría que ser:

- Automático: los movimientos se harían de acuerdo a una programación.
- Programable: los ejercicios se podrían seleccionar entre calentamiento y ejercicio completo.
- Portátil, ligero, movable. El módulo debería poderse usar cotidianamente y sin necesidad de estar en una instalación médica como hospital o laboratorios.
- Servir para ambos brazos (izquierdo o derecho).
- Poseería alguna forma de ensamblarse con los módulos anterior y posteriormente diseñados (módulo de mano y módulo de flexo-extensión de codo).
- Serviría para: 1) rehabilitar los músculos que implican la pronosupinación sin causar daño al paciente; y 2) limitar el movimiento, que no se alcance el máximo ni mecánicamente, ni por medio de programación.
- Debía tener medidas estándares para la población mexicana tanto masculina como femenina, para evitar un aparato que se hiciera artesanalmente, para cada paciente.
- El diseño se haría tomando en cuenta una apariencia estética que no incomodara al usuario, con el fin de motivar la rehabilitación.
- Tendría que ser fácil de sujeción/colocación, el paciente debería ser capaz de ponérselo sin ayuda.
- Contar con una interfaz sencilla y lógica (para el usuario), que no tuviera muchos botones ni menús complicados.
- Contar con botón de paro de emergencia.

Algunas de estas necesidades que se plantearon se modificaron al ir avanzando en el proyecto, pues quedaron obsoletas o no eran tan importantes como se pensó inicialmente. De la misma manera nacieron otras.

Después procedí a seleccionar y ordenar numéricamente del 1 al 5 su importancia, donde 1 era lo más importante y 5 lo menos importante (tabla 1). Todo con la finalidad de poder llegar a algunos diseños o ideas conceptuales que me permitieran resolver las necesidades planteadas.

Las importancias se determinaron de acuerdo a cómo se vio que el proyecto tenía que comenzar, y hasta dónde tenía que llegar. Es muy importante que el mecanismo rehabilite la pronosupinación y que sea automático, pero no es tan importante que el paciente o médico pueda programar la órtesis. Debe ser portátil, pero no es tan importante para el fin de este proyecto. Debe ser ligero, aunque con las limitaciones físicas que encontremos. También nos gustaría que funcionara para ambos brazos, pero por el momento en el proyecto no es tan necesario porque el paciente que nos ayudo es diestro y los mecanismos consecuentes han sido diseñados para usarse en el miembro superior derecho. Que sea capaz de ensamblarse con los módulos anterior o posteriormente diseñados no es importante por el momento, porque los diseños anteriores (módulo de mano) han sido descartados y los posteriores (módulo hombro y flexo extensión brazo) no se han creado. Que el modulo haga ejercicios para rehabilitar la pronosupinación es muy importante porque es el objetivo de la órtesis, que sea diseñado para ser usado del percentil 5 al 95 de la población mexicana es importante, para que la mayoría de la población lo pueda utilizar. La fácil sujeción es de gran importancia, pues a las personas con espasticidad se les complica ponerse sus férulas u órtesis y esto muchas veces los desmotiva a usarlas, lo cual retrasa su rehabilitación. Queremos que el producto sirva para darse terapia en casa sin necesidad de ir hasta un centro de atención, esto adquiere importancia, uno debe ser capaz de usarlo sin asistencia, de igual forma pasa con una interfaz sencilla, lo mismo sucede con un botón de paro de emergencia, que impida lesiones en caso de un accidente. Esto sin prescindir de un médico que supervise tanto el avance de la rehabilitación, como el uso de esta órtesis activa.

Necesidad	Importancia 1-5 (1 más importante, 5 menos importante)
Logra el movimiento de pronosupinación	1
Automático	1
Programable	3
Portátil	3
Ligero	2
Sirve para ambos brazos	4
Posee alguna forma de ensamblarse con los módulos anterior y posteriormente diseñados	5
Rehabilita los músculos que implican la pronosupinación sin causar daño al paciente	1
Medidas estándares para la población mexicana tanto masculina como femenina	1
Apariencia estética que no incomode al usuario	5
Fácil sujeción/colocación	1
Interfaz sencilla	1
Botón de paro de emergencia	1

Tabla 1 Necesidades del producto

Una vez que tenía la lista de necesidades, comencé con la etapa de investigar el estado del arte (tabla 2); buscar si existían aparatos que realizaran rehabilitación para pronosupinación y cómo habían resuelto el problema, así como comparar ventajas y desventajas de unos con respecto a los otros.

Estado del Arte	Proyecto	Observaciones
	The ESA Human Arm Exoskeleton for Space Robotics Telepresence	Brazo manipulador, cumple con algunas de las necesidades que se trataron anteriormente [8], aunque no es específicamente para rehabilitación, sino para realizar operaciones a distancia, útil para los astronautas y operar materiales peligrosos como los radioactivos.
	Saebo Flex con The Multi-Purpose Exercise Device	Órtesis activa, funciona con los movimientos voluntarios y ajustes previos en los resortes. Está diseñada para la rehabilitación de pacientes muy similares a los que nos enfocamos, pero rehabilita la pronosupinación con ayuda de otros dispositivos que realizan ejercicios físicos. Uno de estos, el Multi-Purpose Exercise Device, consiste en esferas horadadas que hay que ensartar en distintas posiciones, en unos tubos [9].
 <p data-bbox="240 1077 440 1094">Pronation / Supination Station</p>	Proyecto MANUS-HAND	
	ELBOW RANGER	Esta es una órtesis que previene el movimiento de pronosupinación, la articulación de codo se puede ajustar en incrementos de 30°, existe para brazo izquierdo y derecho [10].
	SAM arm exoskeleton	Este proyecto es un robot que tiene varias aplicaciones como la operación a distancia y puede ser utilizado para rehabilitación en el EVC, por medio de un entrenamiento virtual. Tiene características importantes como la portabilidad [11].

	<p>ARMin exoesqueleton</p>	<p>Este proyecto sirve para rehabilitar por medio de retroalimentación y un sistema virtual, a pacientes que han sufrido un EVC. Puede asistir o realizar los movimientos que hace todo el brazo [12].</p>
	<p>Armeo</p>	<p>Está basado en el sistema Armin, este ya es un producto comercial, el exoesqueleto puede asistir o realizar los movimientos del miembro superior, pero no es portátil.</p>
	<p>Uwash exoskeleton</p>	<p>Este dispositivo está diseñado como una órtesis y sus articulaciones corresponden a las del cuerpo humano. El mismo dispositivo puede ser utilizado de tres maneras diferentes: como amplificador de fuerza humana; como operador háptico, proporcional a las fuerzas o movimientos que se aplican en el teleoperador; y la que más me interesa, como rehabilitador. Funciona con EMG [13].</p>
	<p>L-Exos Scuola Superiore</p>	<p>Desarrollado para rehabilitar e interactuar con sistemas virtuales. Únicamente está diseñado para el brazo derecho, los sujetadores tienen una forma abierta para que sea fácil de ponerse para los pacientes con hemiplejía. Está programado para tres tipos de ejercicios: uno es alcanzar objetivos en un ambiente 3D, otro es seguir una trayectoria virtual y el último es acomodar unos cubos virtuales, por medio de movimientos libres [14].</p>
	<p>University of Salford Arm</p>	<p>Ayuda a realizar ejercicios de rehabilitación, también es un exoesqueleto asistente para el miembro superior. Sus actuadores son neumáticos, permite los 3 movimientos del hombro y flexo extensión y pronosupinación del antebrazo [15].</p>
	<p>Motorized Upper Limb Orthotic System (MULOS)</p>	<p>Básicamente es una órtesis de brazo acoplada a una silla de ruedas. Tiene tres formas de funcionar, como asistente compensa pérdidas de fuerza muscular, puede ser una forma de rehabilitación y ejercita los músculos variando los niveles de resistencia [15].</p>

Tabla 2 Estado del arte

4.2. DISEÑO CONCEPTUAL

Una vez que ya había compilado esta información, continué con la parte del diseño conceptual. Realizamos tres conceptos de los cuales seleccionaríamos uno.

4.2.1. CONCEPTO TENSOR RADIO CUBITAL

Este concepto se basa en el movimiento natural de pronosupinación. Como ya había tratado antes en este documento, la pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo entorno a su eje longitudinal. Con esta idea tratábamos de hacer que por medio de tensores, pudiéramos obligar el movimiento de pronación y con otro tensor la supinación. La idea consistía en controlar el giro de dos motores, se podría tensar o destensar una cuerda ideal, enrollada en una férula de una forma que se lograra la pronosupinación, como se muestra en la ilustración 5.

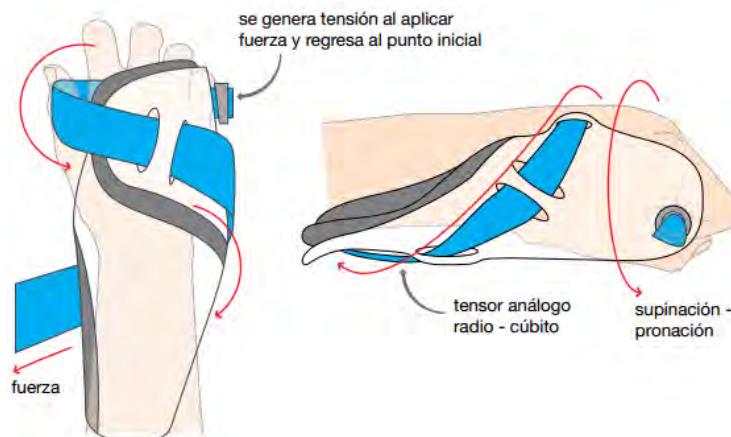


Ilustración 5 Concepto Tensor Radio Cubital J. M. Torner [32].

Al momento de realizar la idea, nos gustaba mucho, pues era estética y no se sentía que pesara demasiado, factores importantes dentro de las necesidades del proyecto. Así que se hicieron prototipos para evaluar funcionalidad, confortabilidad y observar si era de fácil colocación. Todo esto con ayuda de Israel, paciente al que tenemos acceso y que nos ayudó durante esta investigación (ilustración 6).

El prototipo está elaborado con tubos PVC cortados y modelados con calor. Se le colocó forro de hule espuma para no lastimar al usuario, las cuerdas por tensar se hicieron con cintas de poliéster y una cuerda elástica; la sujeción al brazo se hizo con cinchos de velcro para cables.



Ilustración 6 Israel Flores probando el prototipo tensor radio cubital

La prueba consistió en:

- Dar la órtesis al paciente para ver si podía ponerse el prototipo sin instrucciones de uso o colocación; es decir, evaluar si era natural el uso.
- Grabar un video y tomar fotos, para poder ver los movimientos realizados y el nivel de dificultad al colocar el prototipo.
- Hacer preguntas: ¿Es cómodo?, ¿Pesa mucho?, ¿Necesitas ayuda para ponértelo?
- Hacer pruebas simulando el movimiento, procurando no dañar el brazo.

El paciente hemipléjico (Israel Flores) nos dijo que era cómodo y fácil de ponerse (ilustración 7), en comparación con las órtesis que él utiliza; pero al simular el movimiento con los tensores, nos dimos cuenta de que tenía algunos problemas para mover el brazo. Romper la espasticidad de los músculos no fue posible por la fase de espasticidad y por la fricción entre el tensor y el brazo. Después hicimos otra configuración, donde en vez de tener un tensor como cuerda ideal, decidimos utilizar una liga, pero sucedió que la liga se estiraba y no se realizaba el movimiento.

También observamos que de concretarse este concepto, tendría que ser una órtesis artesanal, es decir: a la medida, con las direcciones de los tensores que permitan la rotación correcta del antebrazo entorno a su eje. Sin embargo, se buscaba evitar tales características, pues era importante que la órtesis pudiera tener varios usuarios. De igual forma la órtesis solo serviría para un brazo (izquierdo o derecho).

Habiendo realizado y probado el prototipo, evalué las necesidades cumplidas (tabla 3):

Necesidad	Cumple
Logra el movimiento de pronosupinación	no
Automático	*
Programable	*
Portátil	sí
Ligero	sí
Sirve para ambos brazos	no
Posee alguna forma de ensamblarse con los módulos anterior y posteriormente diseñados	no
Rehabilita los músculos que implican la pronosupinación sin causar daño al paciente	*
Medidas estándares para la población mexicana tanto masculina como femenina	no
Apariencia estética que no incomode al usuario	sí
Fácil sujeción/colocación	sí
Interfaz sencilla	*
Botón de paro de emergencia	*

Tabla 3 Valoración de las necesidades

* indica insuficiencia de información para contestar.

4.2.2. CONCEPTO MECANISMO MARCO RADIO CUBITAL

Este concepto fue desarrollado con base en la función natural de los huesos radio y cúbito.

Se considera que los huesos del antebrazo forman un marco radio cubital rectangular (ilustración 7, Fig. 10), que por medio de una diagonal oblicua hacia abajo y hacia adentro, está dividido en dos partes: una interna que corresponde al cúbito y una externa que corresponde al radio. Esta diagonal es como una bisagra que permite a la parte externa, radial, pivotar 180° y plegarse hacia la parte interna, cubital. Básicamente así se desarrolla la pronación [29].

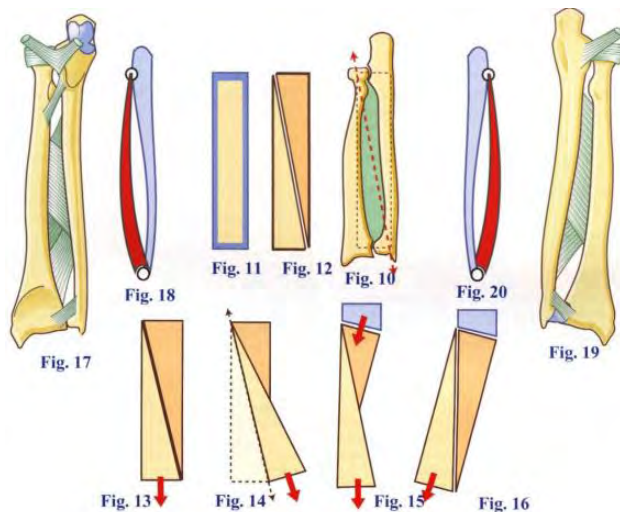
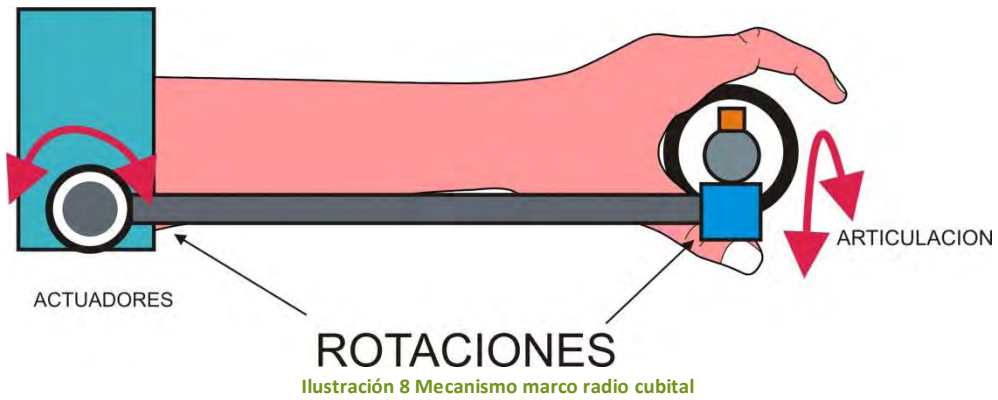
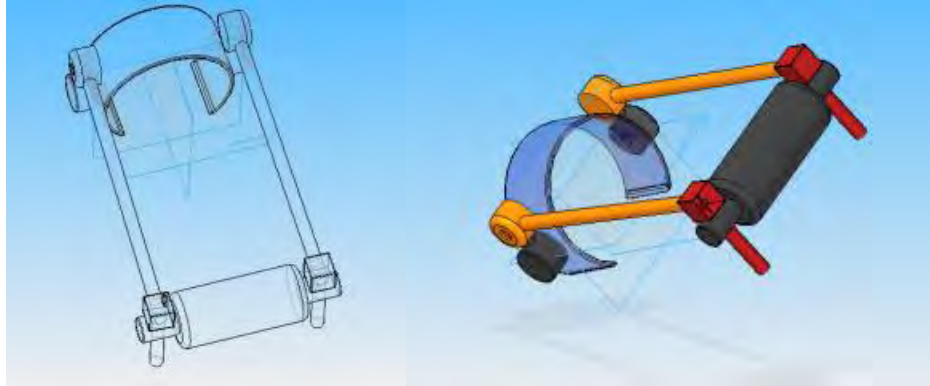


Ilustración 7 Marco radio cubital A. I. Kapandji [29]

Realizamos algunas pruebas con Israel y con ellas decidimos dar el siguiente paso, haciendo un dibujo CAD.



Hicimos otro prototipo con tubos de PVC y cuerda para observar si el concepto funcionaba como se muestra en la ilustración 9.



Ilustración 9 prototipo mecanismo marco radio cubital

Durante estas pruebas observamos era difícil de poner y visualmente, tenía un impacto negativo para el usuario. Además, los actuadores requerían un alto par al encontrarse lejos del punto de rotación e incluso, necesitarían un control para ser sincronizados y lograr el movimiento de pronación. En la tabla 4 se muestra la evaluación que se hizo:

Necesidad	Cumple
Logra el movimiento de pronosupinación	sí
Automático	-
Programable	-
Portátil	sí
Ligero	-
Sirve para ambos brazos	sí
Posee alguna forma de ensamblarse con los módulos anterior y posteriormente diseñados	sí
Rehabilita los músculos que implican la pronosupinación sin causar daño al paciente	-
Medidas estándares para la población mexicana tanto masculina como femenina	sí
Apariencia estética que no incomode al usuario	no
Fácil sujeción/colocación	no
Interfaz sencilla	-
Botón de paro de emergencia	-

Tabla 4 Valoración de las necesidades

* indica insuficiencia de información para contestar.

4.2.3. CONCEPTO PULSERA ENGRANE

Este concepto está, en su mayoría, inspirado en los mecanismos que encontrados en el estado del arte. Esta fue la primera idea que tuvimos y con ella decidimos quedarnos por varios motivos. Todo comenzó con un prototipo hecho con materiales que teníamos a la mano, no tan detallado como los anteriormente mencionados (ilustración 10).

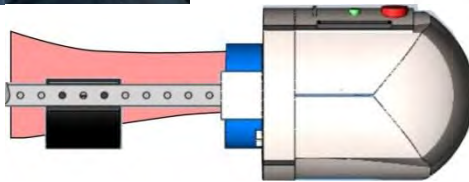
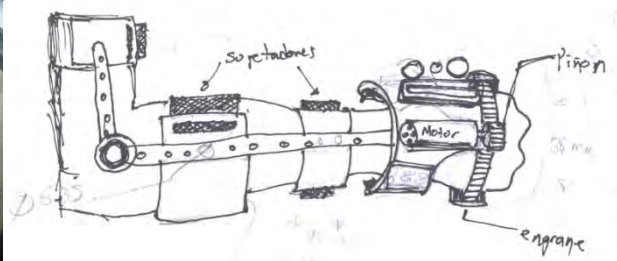


Ilustración 10 Concepto pulsera engrane

Este concepto fue de gran interés pues era sencillo y efectivo. Le realizamos pruebas en 6 personas sin espasticidad. Posteriormente, apliqué a este concepto las mismas pruebas hechas a los modelos anteriores.

Avanzando en el proyecto, hicimos otro prototipo más completo, que me sirvió para programar y revisar detalles del diseño que no pudimos observar anteriormente.

Las necesidades que cumplió fueron las siguientes (tabla 5):

Necesidad	Cumple
Logra el movimiento de pronosupinación	sí
Automático	-
Programable	-
Portátil	sí
Ligero	-
Sirve para ambos brazos	sí
Posee alguna forma de ensamblarse con los módulos anterior y posteriormente diseñados	sí
Rehabilita los músculos que implican la pronosupinación sin causar daño al paciente	-
Medidas estándares para la población mexicana tanto masculina como femenina	sí
Apariencia estética que no incomode al usuario	sí
Fácil sujeción/colocación	sí
Interfaz sencilla	-
Botón de paro de emergencia	-

Tabla 5 Valoración de las necesidades

* indica insuficiencia de información para contestar.

4.3. SELECCIÓN DEL CONCEPTO

Hicimos una matriz de decisión (tabla 6), para elegir el esquema que funcionaba mejor.

	Cumple el rango completo de movimiento de pronosupinación	Es cómodo para el usuario	Fácil de ponerse Sujeción/colocación	Es ligero	Puede diseñarse para usarse en ambos brazos
CONCEPTO TENSOR RADIO CUBITAL	NO	SÍ	SÍ	SÍ	NO
CONCEPTO MECANISMO MARCO RADIO CUBITAL	SÍ	NO	NO	SÍ	SÍ
CONCEPTO PULSERA ENGRANE	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ	SÍ

Tabla 6 Matriz de decisión conceptos

Con ayuda de esta matriz de decisión optamos desarrollar el diseño del concepto “Pulsera engrane”.

Con el fin de continuar y para entrar en mayor detalle acerca del diseño conceptual, tuvimos que explicar mejor las necesidades del producto (tabla 6).

Necesidad	Ingenieril
Logra el movimiento de pronosupinación	Diseñar un sistema de engranes que cumpla con la rotación del antebrazo sobre el cúbito, que venza la fuerza ejercida por el músculo con espasticidad muscular.
Automático	Que la rehabilitación no requiera de un terapeuta o asistente para realizar los ejercicios de pronosupinación, además que los ejercicios estén programados y controlados por un microcontrolador.
Programable	Se contendrían dos programas seleccionables,

	uno de calentamiento, donde el movimiento vaya incrementando medido desde la posición cero y otro que realice un ejercicio completo de pronosupinación.
Portátil	El dispositivo debe ser capaz de moverse sin necesidad de estar sujeto a alguna base o computadora y no ocupar mucho espacio, de forma que sea incómodo usarlo.
Ligero	No debe pesar más de lo que un brazo pueda cargar, para no cansar al usuario. Además, debe tener las menores superficies de contacto para evitar calor e incomodidad.
Servir para ambos brazos	La órtesis debe poderse colocar en cualquier brazo (izquierdo o derecho) sin muchos ajustes. Asimismo debe abarcar distintas medidas de brazo.
Poseer alguna forma de ensamblarse con los módulos anterior y posteriormente diseñados	El proyecto requerirá de formas de ensamblarse con los módulos de mano, codo y hombro.
Serviría para rehabilitar los músculos que implican la pronosupinación sin causar daño al paciente	Proteger el brazo del paciente tanto de incomodidad, como de lesiones, por medio de programación y limitación mecánica del movimiento. Es decir: restádo 5 grados al máximo de pronación (80° medidos desde la posición cero); y 5 grados al máximo de supinación (85° medidos desde la posición cero).
La órtesis tendría medidas estándares para la población mexicana tanto masculina como femenina	El dispositivo será ergonómico para el uso desde el percentil 5 al 95 de la población.
Apariencia estética que no incomodara al usuario	Pensar desde el diseño ingenieril, en un posible diseño industrial para los mecanismos.
Fácil sujeción/colocación	Un diseño que sea fácil de ponerse y quitarse para el usuario con espasticidad muscular, que no tenga sujeciones complicadas como los botones de la ropa y que se pueda colocar con una mano.
Interfaz sencilla	La selección de los dos programas de ejercicio será accesible, lógica y clara para el usuario.
Botón de paro de emergencia	Tener un botón que detenga el programa, para evitar una lesión o prevenir un mal funcionamiento.

Tabla 7 Redefinición de las necesidades del producto

Mientras el proyecto avanzaba se decidió que ya no existirían los módulos como los habíamos pensado, sino que ahora todos los movimientos serían independientes y después en un proyecto futuro se buscaría una forma de ensamblarlo u otras soluciones. Esto cambió un poco la perspectiva de lo que se buscaba en el diseño del mecanismo de pronosupinación; pero no resultó de gran impacto debido a la etapa en la que me encontraba dentro del proceso de diseño.

Esta parte del método de diseño, por experiencia con otros proyectos, decidimos que se desarrollaría de la siguiente manera: primero diseñaríamos la parte mecánica, después el circuito electrónico y por último la programación del microcontrolador.

Los programas que utilicé de aquí en adelante para realizar los diseños de las piezas mecánicas fueron SolidWorks 2010 porque el formato de los dibujos es compatible con el software Rhinoceros (utilizado por los diseñadores), y se usó en el diseño de otros módulos del proyecto, GearTrax 2010 para calcular los engranes. Para el circuito electrónico ocupé Proteus Isis 7 profesional. El microcontrolador con el que trabajé fue el Atmega 328 en la placa de prototipo Arduino Uno, porque tiene características, que sirven para el desarrollo de este proyecto, como el rango de voltaje de alimentación que esta entre 6-20 V, característica importante cuando se piensa en el uso de motores, tiene la cantidad de entradas y salidas suficientes para este proyecto, cuenta con la circuitería para regular las salidas a 5V, lo cual es útil para alimentar y controlar otros circuitos integrados, tiene una salida regulada de 3.3V, que es útil para alimentar el acelerómetro, en modo ahorrador de consumo de batería, que se utilizó en el proyecto. Así como también se usó su plataforma de desarrollo para la programación del microcontrolador, el IDE Arduino Uno. Todos los programas se eligieron por la facilidad de conseguirlos, son programas muy familiares para mí, pues los he usado a lo largo de la carrera. Además que su lenguaje de programación es muy parecido a C, lo cual facilita su entendimiento, también que (al ya haberlo adquirido) evitaríamos la necesidad de comprar o conseguir un quemador, para PIC, o cualquier otro microcontrolador.

Para comenzar con el diseño a detalle del concepto “Pulsera engrane”, buscamos cual sería la configuración de juego de engranes que más nos convenía. Se hicieron varias propuestas, una de engranes planetarios, otra con engranes helicoidales, una idea más con un tornillo sin fin y una configuración con engranes rectos (ilustración 11).

CONFIGURACIONES ENGRANES

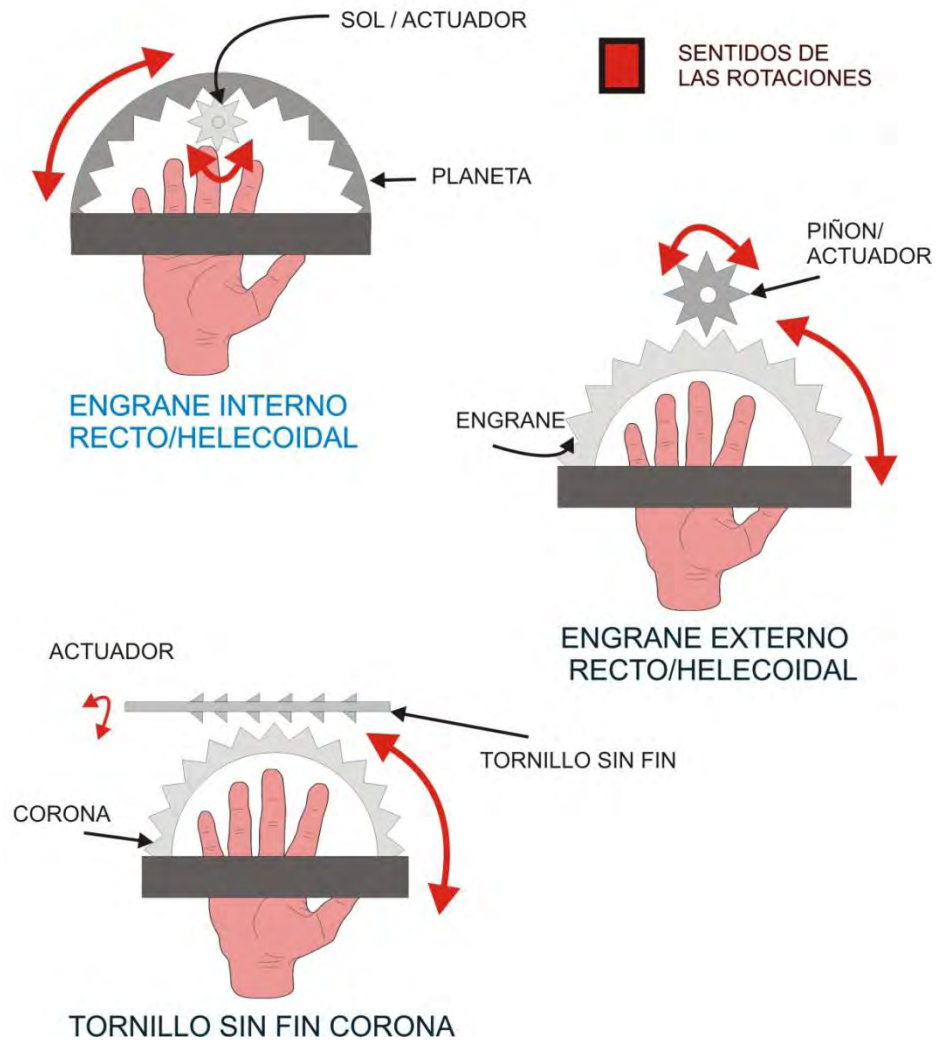


Ilustración 11 Configuraciones piñón – herradura

Todas las configuraciones tienen sus ventajas y desventajas, las que observamos se muestran en la tabla 8:

Tipo de Engrane	Tamaño pequeño	Facilidad fabricarse	de	Facilidad de instalación/acoplamiento	de
Recto internos	dientes	NO	SÍ	NO	
Helicoidal internos	dientes	NO	NO	SI	
Recto		SÍ	SÍ	SÍ	
Helicoidal		SÍ	NO	SÍ	
Tornillo corona	sin fin	SÍ	NO	NO	

Tabla 8 Matriz de decisión configuración de engranes

En las configuraciones de dientes helicoidal y recto internos, observe que el engrane era muy ventajoso por tener los dientes dirigidos hacia el centro de giro, lo que serviría para la estética de la órtesis; pero necesitaría que el diámetro del engrane fuera muy grande, para que cupieran una mano percentil 95 y el piñón. Esta es la razón por la que se descartaron estas dos opciones.

La configuración tornillo sin fin era atractiva por el espacio que podría ocupar, ya que era pequeño, pues el tornillo sin fin no tendría que ser muy ancho ni largo; pero este que necesitaba muchos ajustes para poderlo armar, además es más complicado de hacer que un engrane recto.

En las configuraciones engrane recto o helicoidal con dientes externos, vi que cumplían con lo necesario. Eran de fácil manufactura, requerían menos ajustes. Para el prototipo, nos decidimos por los dientes rectos. Puesto que es la forma de engranes más simple y menos costosa [30].

4.4. DISEÑO DE DETALLE

En este punto me pregunte: ¿qué fuerza se necesita para vencer la espasticidad muscular para la pronación y la supinación? Aquí es donde tomaron gran importancia las mediciones de torque que se hicieron junto con el laboratorio de ergonomía del Centro Médico Nacional Siglo XXI. Las mediciones se realizaron con ayuda de una máquina llamada Primus RS, un aparato utilizado en la rehabilitación de alto nivel y evaluación de articulaciones múltiples. Puede duplicar prácticamente cualquier actividad funcional, cuenta con aditamentos para miembro superior e inferior [16]. Las mediciones fueron hechas a personas sin padecimientos físicos o mentales y a Israel paciente, que nos ayudó durante el proyecto.

A Israel le hicimos dos mediciones, una sin medicamento y otra con medicamento, el medicamento dado disminuye los efectos de la espasticidad. De estas pruebas los resultados representativos fueron los que se muestran en la tabla 9:

Movimiento	Dato muestra**	Torque [Nm]
Pronación	General (valor máximo)	8.82
	Israel (valor máximo)	5.88
	General (valor mínimo)	0.45
	Israel (valor mínimo)	1.81
	General (moda)	3.84
Supinación	Israel (promedio)	4.90
	General (valor máximo)	10.17
	Israel (valor máximo)	1.70
	General (valor mínimo)	0.79
	Israel (valor mínimo)	0.90
	General (moda)	6.78
	Israel (promedio)	1.30

Tabla 9 Torques obtenidos en cada movimiento

**La muestra completa se puede ver en los anexos de este documento.

Comparando las medidas hechas con los voluntarios sanos y el paciente muestra (Israel Flores), podemos ver que para la pronación, Israel requiere menor fuerza. Su valor máximo fue 5.88 Nm y el general es 8.82 Nm; pero no ocurre así con la supinación, donde el valor máximo es 10.17 Nm, mientras que el de Israel apenas es 1.70 Nm.

Con base en estos datos, decidí usar el torque máximo general de la supinación, para seleccionar el actuador que se utilizaría. Esto con el fin de garantizar que se realizara el movimiento. Además después con el cálculo del engrane se daría un factor de seguridad mayor, pues el engrane funciona como amplificador. También se hizo esto anticipándonos a que el aparato pudiera funcionar para otro tipo de pacientes en rehabilitación.

Era indispensable saber qué tipo de actuador necesitaríamos. Teníamos varios, sabíamos debía ser un motor DC, pero existen varios tipos de motores como servomotores, Brushless, etc. Para esto hicimos una matriz de decisiones (tabla 10).

	Torque ≥ 7 Nm	Peso	Tamaño	Bajo costo	Control sencillo
Motor Brushless	NO	SÍ	SÍ	NO	NO
Servomotor	SÍ	SÍ	SÍ	NO	NO
Motorreductor	SÍ	SÍ	SÍ	NO	SÍ
Motor a pasos	SÍ	NO	NO	SÍ	SÍ

Tabla 10 Matriz de decisión para la selección del tipo de motor

Durante la investigación de los actuadores no encontré algún motor Brushless que cumpliera con una buena relación entre peso, tamaño y precio. Además necesita un dispositivo denominado ESC para ser controlado, lo cual incrementa el costo [19].

En el caso de los servomotores, encontré algunos como por ejemplo el RX-64 [21] que ya contenía una reducción y daba un torque mayor a los 30 Nm, con un voltaje de 24V. En general están limitados a funcionar entre 0° y 180°, lo cual afecta y limita el movimiento del mecanismo; aunque el RX-64 daba un rango mayor, hasta los 300°. En general son fáciles de controlar con PWM y como ventaja se pueden llevar a casi cualquier ángulo. El control se puede hacer desde el microcontrolador, pero el RX64 necesitaba otros aditamentos para controlarlo el USB2Dynamixel (con un costo cercano a \$50 USD.) y el CM2+ (con un valor cercano a los \$150 USD.), incluyendo un programa de computadora por estas razones en la tabla 10 está marcado como de control no sencillo. Además, el costo es bastante elevado, mayor a los \$ 20000 [20].

El motor a pasos es muy pesado y cuando gira da una sensación de vibración, aspecto que no gustó al equipo de diseño. Por ejemplo encontramos dos motores (SM 286-5255 y el M34-4.2-1SB12-E2-A) que daban aproximadamente 4 Nm, y en sus hojas de especificación el peso de estos superaba los 1000 gramos [35], [36]. El control es sencillo y su implementación también, pero por ser pesado y volumétrico se decidió que no era la mejor opción.

Finalmente, vimos que el motorreductor era la mejor alternativa en cuanto a tamaño, peso y costo. El control se hace desde el microcontrolador. En comparación con los otros, la implementación de este es muy barata.

Encontré cuatro versiones de micromotores [22], [23], [24], [25], para elegir uno se hizo una tabla de decisión (tabla 11):

Micromotor	Reducción	Voltaje [V]	Corriente [A]	Torque [Nm]	Velocidad [RPM]	Largo [mm]	Peso [g]	Costo unitario
3257G012 + 32/3	134:1	12	2.9	4	39	143.7	160	€ 549
M3242 + 32A	1140:1	12	2.40	11	4.3	108.4	465	€ 472
1.61.050.449	714:1	12	1.2	7	4.2	154	1200	€ 145

Tabla 11 Matriz de decisión para selección del motor y reductor

El actuador que decidimos utilizar es el motorreductor 3257 CR/ 32 / 3 Faulhaber (ilustración 12). Esto porque tiene características, que nos son útiles, en cuanto a tamaño, peso y torque de salida (tabla 11, 12) [23]. Enseguida se muestran las particularidades de nuestra elección.

Versión	Relación de reducción	Número de etapas	Rendimiento	Velocidad en vacío [RPM]	Velocidad en carga [RPM]	Par nominal [Nm]	Corriente nominal absorbida en [A]
12V/989	134	4	0,6	43	39	4	2.9

Tabla 12 Características del motorreductor 3257 CR/ 32 / 3 Faulhaber



Ilustración 12 Motorreductor 3257 CR/ 32 / 3 Faulhaber

Material de los piñones	Acero
Carga axial máxima	200 N
Carga radial máxima	200 N
A una distancia de la brida de:	10 mm
Juego radial	0,015 mm
A una distancia de la brida de:	0,15 mm
Fuerza de inserción	250 N
Juego angular en vacío	1 °
Temperatura ambiente mínima de funcionamiento	-20 °C
Temperatura ambiente máxima de funcionamiento	+125 °C
Peso	160 g

Tabla 13 Características del motorreductor 3257 CR/ 32 / 3 Faulhaber

Habiendo elegido un motorreductor, el siguiente paso en el diseño fue calcular el tren de engranes. La ley fundamental (ecuación 1) de los engranes dice “La relación angular (m_v) entre los engranes de un juego de engranes permanece constante mientras permanezcan engranados” [30].

$$m_v = \frac{\omega_{sal}}{\omega_{ent}} = \pm \frac{r_{ent}}{r_{sal}} = \pm \frac{d_{ent}}{d_{sal}} \quad (1)$$

Por otro lado, la relación de torsión (ecuación 2) afirma:

$$m_T = \frac{\omega_{ent}}{\omega_{sal}} = \pm \frac{r_{sal}}{r_{ent}} = \pm \frac{d_{sal}}{d_{ent}} \quad (2)$$

Un juego de engranes es en esencia un dispositivo que intercambia torsión por velocidad o viceversa y su aplicación más común es reducir la velocidad e incrementar el par de torsión [30]. Además de estos dos parámetros mencionados (la relación angular y relación de torsión). Existen muchas características que requieren ser calculadas para diseñar los engranes. Algunas de estas características son las que se muestran en la ilustración 13.

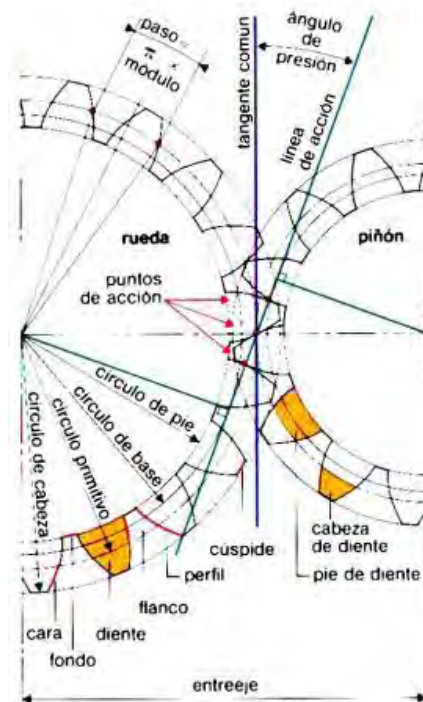


Ilustración 13 Características de los engranes

Así que me di a la tarea de encontrar un programa que me ayudara a calcular las características físicas de los engranes. Los parámetros que utilice para resolver el problema del cálculo de los engranes, serían algunas características que necesitaba que tuvieran los engranes. Por ejemplo necesitaba que mi engrane tuviera un diámetro mayor o muy cercano a 103 mm, para que un puño con percentil 95 cupiera dentro de él; que mi juego de engranes amplificara el torque del motor, pues el que elegí es de 4 Nm y el torque que requiero es de 10.17 Nm; la velocidad angular de salida que requiero depende de la terapia. Se observó que una velocidad entre 10 y 15 Rpm, para el movimiento de pronosupinación, sería adecuada para no lastimar al paciente. Conviene que el diámetro del piñón no fuera mayor a 40 mm, con el objetivo de que la órtesis no tuviera un impacto visual negativo. Encontré que el ángulo de presión más común es de 20° así que opté por éste [30].

Encontré el programa llamado GearTrax 2010, que es compatible con el programa CAD ya utilizado en este proyecto. El programa tiene una interfaz donde se pueden cambiar parámetros de diseño como la configuración de engranes requerida (por ejemplo de gusano o helicoidales), la dirección de giro, el paso diametral, el módulo, etc. También tiene la opción de dibujar automáticamente los engranes calculados en formato .SLDPRT (solid part document), formato que utiliza SolidWorks. Esto es una ventaja, pues el resto de mis diseños en CAD tiene este formato y así no habría necesidad de hacer una transformación de archivos .IGES u otros formatos.

Este programa te da algunos campos a completar (tipo de engrane, paso diametral, ángulo de presión, número de dientes de piñón, número de dientes del engrane, dirección de giro) el programa calcula el resto de las características y los imprime en los campos. Rellene estos parámetros con los requerimientos que tenía del engrane, ya antes mencionados, realice más de 50 interacciones hasta que obtuve un engrane que tuviera un tamaño muy cercano a 103 mm de diámetro interno y amplificara el torque del motor. Muchas de las iteraciones que hice calculaban los engranes pero no cumplían con las especificaciones que yo buscaba. Para el cálculo del engrane, llené los parámetros de la siguiente forma (ilustración 14):

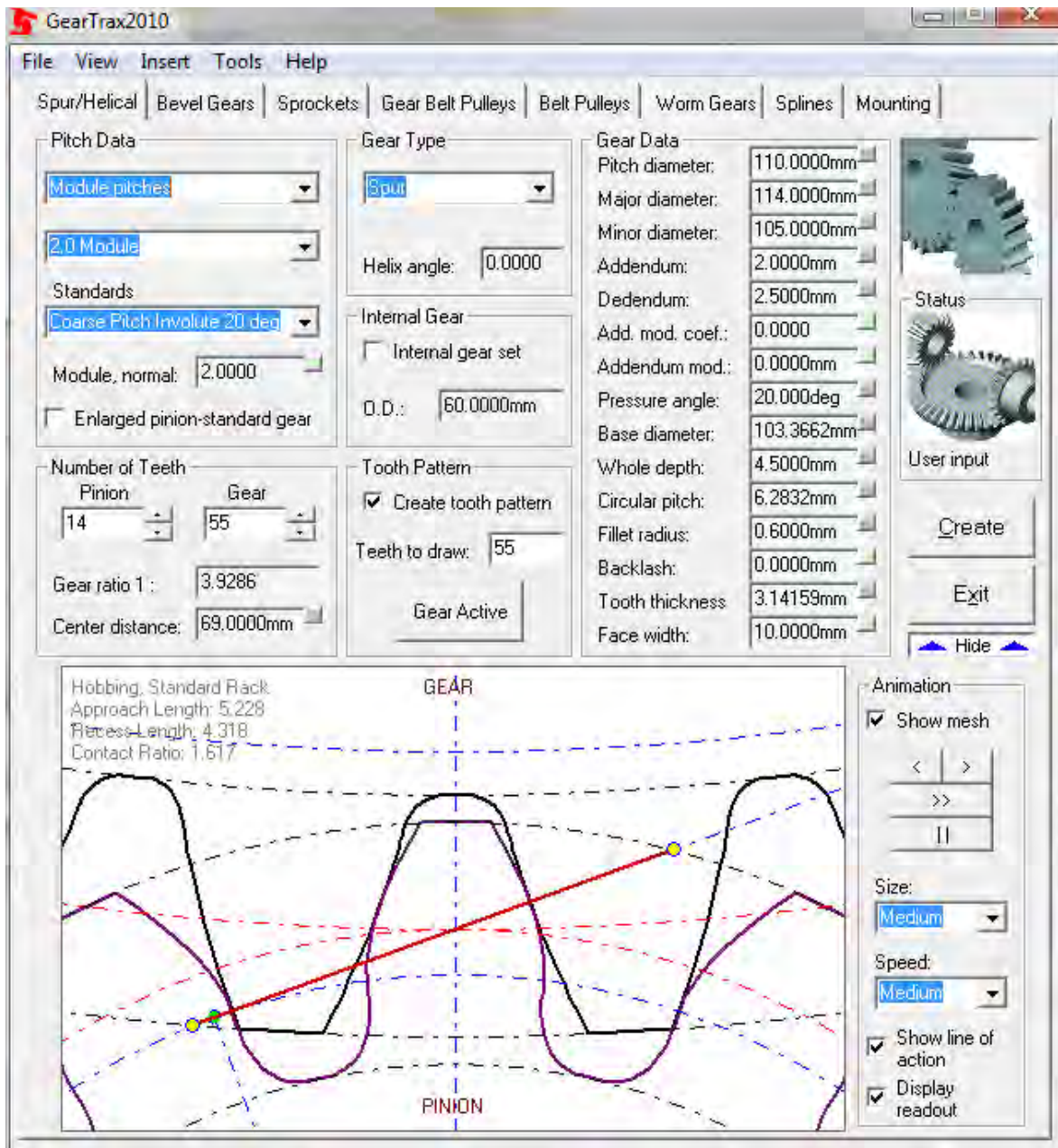


Ilustración 14 Interface para cálculo del engrane GearTrax 2010

Para el cálculo del piñón, llené los parámetros de la siguiente forma (ilustración 15):

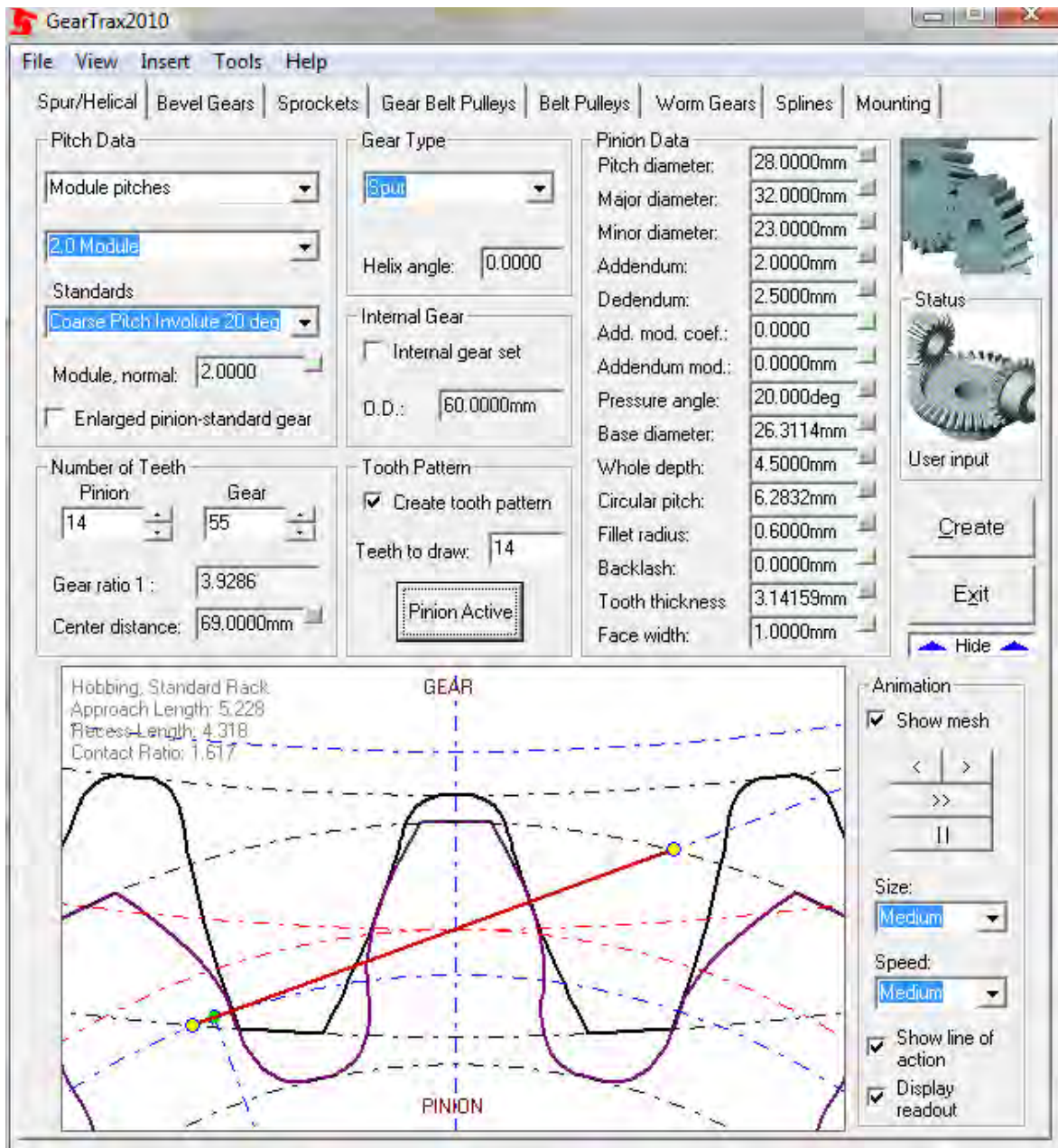


Ilustración 15 Interface para cálculo del piñón GearTrax 2010

La reducción que conforma estos engranes es de 3.92:1.

Con la reducción calculada, me di a la tarea de comprobar dieran una velocidad angular de salida entre 10 y 15 rpm, y que el par que entregara fuera mayor a 10,17. La ventaja mecánica es la siguiente:

$$m_T = 3.92$$

Si el motor nos da un torque de 4 Nm, multiplicando este valor por la ventaja mecánica (m_T), nos da el torque de salida así que (ecuación 3).

$$M_{salida} = m_T M_{motor} = (3.92)(4 Nm) = 15.68 Nm \quad (3)$$

Este valor es mayor a los 10.17 Nm que requerimos para realizar el movimiento de pronosupinación en un brazo espástico.

Ahora tenemos que verificar que la velocidad que entregue el mecanismo se encuentre dentro de 10 y 15 rpm.

Sabemos que la relación angular m_v es el inverso de la ventaja mecánica m_T , por lo tanto:

$$m_v = \frac{1}{m_T} \quad (4)$$

Sustituyendo valores en la ecuación (4):

$$m_v = \frac{1}{3.92} = 0.25$$

Despejando la ecuación (1) y sustituyendo valores en la ecuación (5):

$$\omega_{ent} = \omega_{motor} = 39 rpm$$

$$m_v = \frac{\omega_{sal}}{\omega_{ent}} \quad (1)$$

$$\omega_{sal} = m_v \omega_{ent} \quad (5)$$

$$\omega_{sal} = (.25)(39 rpm) = 9.9 rpm$$

El valor de 9.9 rpm es muy cercano a los 10 rpm que es el límite inferior, al ser una diferencia de 0.1 rpm, este valor lo consideramos como aceptable.

Una vez que tenía estos datos verificados, procedimos a dibujar los engranes desde el programa, pero me di cuenta que los dibujos que generaba de que no se podían modificar; a pesar de ser formato .SLDPRT.

Así que decidí usar el Toolbox que viene incluido en el SolidWorks, para esto seleccioné en la biblioteca de diseño la carpeta métrico ANSI, después transmisión de potencia, seleccioné la carpeta

engranajes y seleccione engranajes rectos con un clic derecho le di crear pieza y me aparecieron ciertos datos para rellenar, donde fue útil lo calculado anteriormente con el programa GearTrax, pues las propiedades que me pide ya estaban calculadas.

Los datos que el Toolbox pide son los siguientes (Tabla 14):

Propiedad	Engrane	Piñón
Módulo	2	2
Número de dientes	55	14
Ángulo de presión	20 deg	20 deg
Anchura de la cara	5 mm	5 mm
Tipo de cubo	Ninguno	Ninguno
Diámetro de eje nominal	105 mm	8 mm
Ranura de chaveta	Ninguna	Ninguna

Tabla 14 parámetros para diseño de engrane y piñón

Con estos parámetros en SolidWorks dibujé los engranes. Simulé el movimiento de estos pero la simulación hacía juego, pero se observaba que sí funcionaba, además sabía que teóricamente para que dos engranes engranen necesario que tengan el mismo módulo [30], y esto se cumple. Después con el prototipo que se realizó se comprobó que si engranan bien el piñón y el engrane modificado.

Al engrane se le hicieron algunas modificaciones, para que funcionara como se necesita dentro de la órtesis, la carrera del engrane se limitó a 165° (ilustración 16), esto para ajustar el movimiento del engrane al de pronosupinación (que es de 175°), con el fin de proteger que el brazo no llegue al límite de su rango de movilidad y evitar lesiones causadas por la órtesis, el engrane quedó con una forma de herradura, con la finalidad de ponerle un cilindro que funcione como agarradera para la mano.

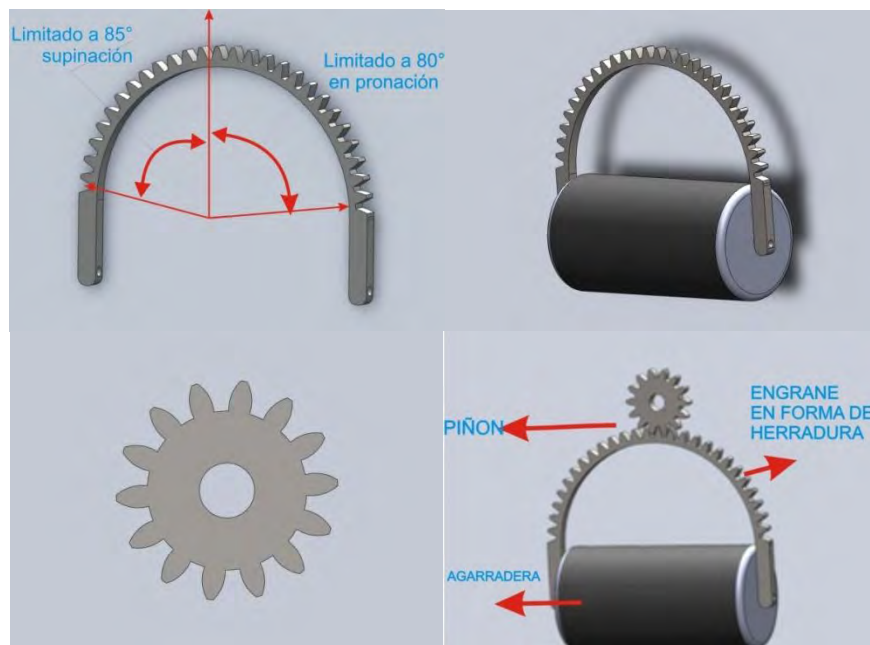


Ilustración 16 piñón, engrane en forma de herradura y la agarradera

***En el anexo A5 se muestran los planos de las piezas

En cuanto a la selección del material para la realización de los engranes tomamos en cuenta que al ser aparatos externos al cuerpo y que se aplican en situaciones de déficit funcional, los materiales que se utilicen siempre deben ser lo más ligero posible para no incrementar el gasto energético del movimiento del segmento afectado [31]. Esta ligereza es más necesaria en las órtesis que se emplean en la extremidad funcional. Preferimos que los engranes fueran hechos de plástico, por propiedades como el peso, estos engranes no requieren lubricación, producen bajo ruido. Se pueden fabricar de dos formas a través de moldes de inyección y a través de maquinado [27].

Algunas de las fallas de este tipo de engranes son fallas por desgaste adhesivo debido a las soldaduras intermitentes de pequeñas áreas de un diente con el otro diente conjugado pudiendo desprenderse alguna partículas, también el desgaste abrasivo, este desgaste tiene lugar cuando partículas de un engranaje o suciedades entran dentro de las superficies de contacto. Picadura es una falla superficial que ocurre cuando se excede el límite de fatiga del material. La fluencia plástica se produce debido a las altas tensiones de contacto y a la acción de rodadura y deslizamiento que se produce durante el engranaje. La fractura es la falla más común de los engranajes plásticos y se produce por sobrecargas en los ciclos de tensiones aplicados al diente. Para evitar esta falla se siguió un método sugerido por el artículo “Cálculo de engranajes plásticos” [27], el cual se proponía lo siguiente:

$$\sigma = \frac{FC_s}{mbYn} \leq [\sigma] \quad (6)$$

Dónde:

σ : Tensión actuante en el pie del diente en MPa.

$[\sigma]$: Tensión admisible en el material.

F: Fuerza tangencial aplicada sobre el diente.

Cs: Factor de servicio.

Y: Factor de Lewis.

m: Módulo.

b: Ancho de diente.

n: Factor de seguridad.

Para el engrane se utilizaron los siguientes datos:

Para obtener la fuerza tangencial (F) que se requiere en la ecuación 6 utilizamos el dato del momento de 10.1 Nm, y se sustituyó en la ecuación 7:

$$M = Fd \quad (7)$$

Dónde:

M: momento

F: fuerza

d: distancia

Despejando la fuerza de la ecuación (7), obtenemos:

$$F = \frac{M}{d} \quad (8)$$

La distancia que se utilizó es el diámetro de paso y sustituyendo el resultado quedó

$$F = \frac{10.1}{0.055} = 183.63 \text{ N}$$

El dato de Cs de factor de servicio fue de 0.5, se obtuvo de la tabla 4 de la referencia [27], tomando como un tipo de carga constante y menor a 0.5 h/día, esto porque las rehabilitaciones duran máximo 20 minutos, y se hacen una vez al día.

El factor de Lewis Y se obtuvo de una interpolación lineal entre los datos de dientes de 50 y 60, ya que el engrane es de 55 dientes (de acuerdo a la tabla 7 de la referencia [27]).

$$y_2 = \left(\frac{(x_2 - x_1)(y_3 - y_1)}{(x_3 - x_1)} \right) + y_1 \quad (9)$$

Los datos usados fueron (tabla 15):

x1 = 50	Y1 = .408
x2 = 55	Y2 es lo que desconocemos
x3 = 60	Y3 = .421

Tabla 15 Interpolación factor de Lewis

$$y_2 = \left(\frac{(55 - 50)(.421 - .408)}{(60 - 50)} \right) + .408 = .415$$

El módulo es de $m=2$, el ancho de diente es de $b=3.1415$, y para el factor de seguridad los autores del artículo recomiendan tomar un valor entre 1 y 1.7 se consideró el mayor de 1.7.

Sustituyendo estos datos en la ecuación (6):

$$\sigma_{engrane} = \frac{183.63 * .5}{2 * 3.14 * .415 * 1.7} = 20.7$$

Para el piñón se usaron los siguientes datos:

La fuerza 183.63 N, factor de servicio C_s de 0.5, el factor de Lewis .276 dientes de engrane 14 y ángulo de 20° (según la tabla 7 de la referencia [27]), el módulo de 2, el ancho de diente de 3.1415 y el factor de seguridad de 1.7.

$$\sigma_{piñon} = \frac{183.63 * .5}{2 * 3.14 * .276 * 1.7} = 31.16$$

Con la tensión admisible se puede saber qué tipo de material se puede utilizar para realizar los engranes, la tensión que utilicé como criterio para la selección del material fue la $\sigma_{piñon}$, los materiales que estaban dentro del artículo (tabla 16) son:

Material	Normal	Reforzado con fibra de vidrio
ABS	27,7	55,4
Acetato	45,5	64
Nylon	63,7	127,4
Policarbonato	63,7	82
Poliéster	32	73
Poliuretano	23	-

Tabla 16 Tensión admisible en materiales

Se puede ver que prácticamente cualquier material de la tabla es útil para la función que le queremos dar a los engranes, el material que se eligió es el Nylon.

Continuando con el concepto se realizó una pieza que llamamos “base para mecanismo y circuitería” (ilustración 17), la cual cumple dos funciones; la primera es separar y proteger la mano del mecanismo, envolviéndola y permitiendo el movimiento de pronosupinación.

La segunda función es servir de guía para el engrane en forma de herradura, se le puso un riel, por donde puede correr el engrane, este riel tiene la misma curvatura del engrane, el piñón será ajustado a tierra directamente con el motor que estará sujeto al mismo soporte que el riel, este soporte es parte de la base; en el irán montados tanto el mecanismo, el motor circuito electrónico de la órtesis.

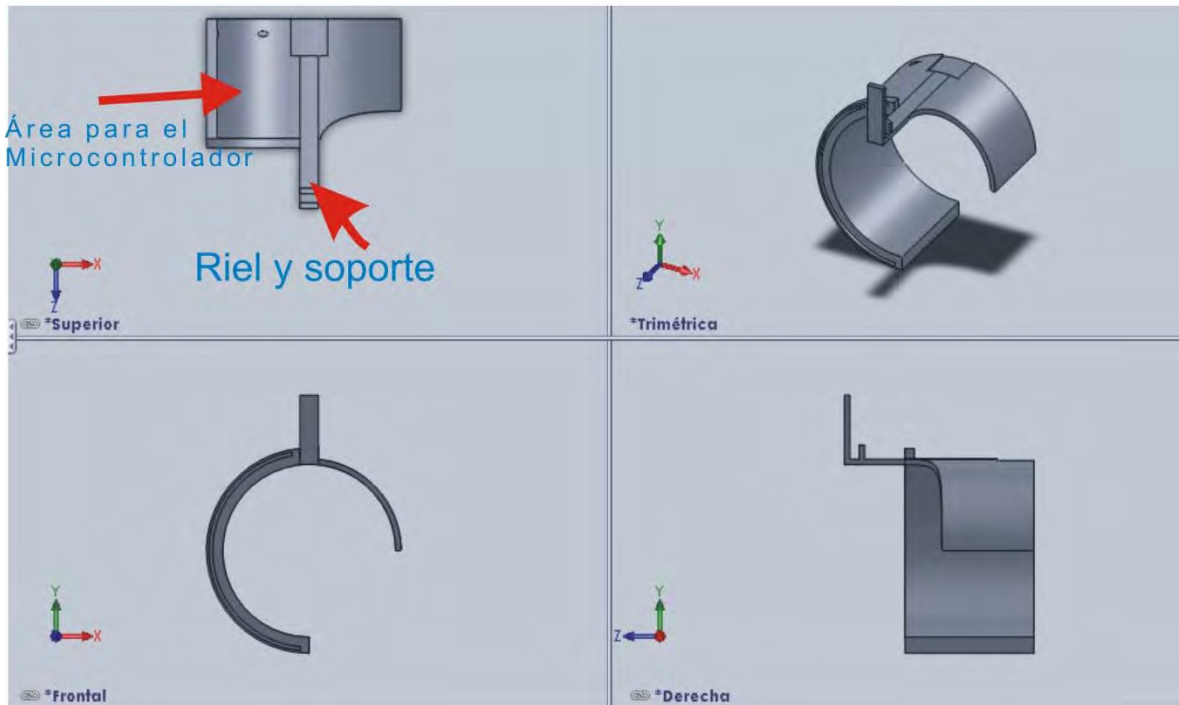


Ilustración 17 Base circuitería y mecanismo

Se continuó con el diseño de la pieza que denominamos “órtesis de antebrazo” (ilustración 18) que es la parte que cumple las funciones de sujetar el antebrazo, soportar a la base, restringir los movimientos de flexo-extensión de muñeca y flexo-extensión de codo, además de unir la “base del mecanismo” (ilustración 17) con la parte llamada “órtesis de brazo”. Esta parte tiene la medida de 260 mm que es igual a la medida radial-estelió del percentil 95 [A2], y mide de desde la cara que se junta con la “base del mecanismo” hasta el final de la barra.

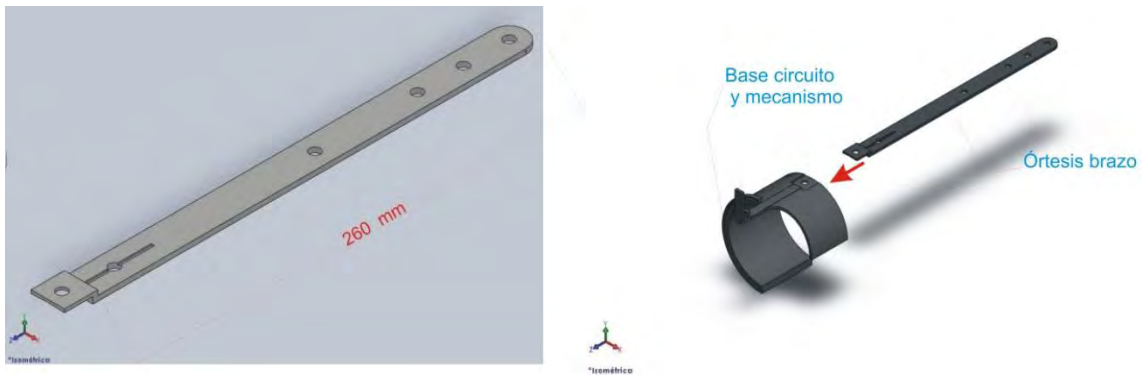


Ilustración 18 órtesis de antebrazo y su explosión con respecto a la base circuitería y mecanismo

Se vio que se necesitaba una pieza que llamamos “Perno guía” (ilustración 19) su función es evitar que el engrane se mueva en un sentido que no se desea, además de seguir un riel, limita el movimiento del engrane. El riel está limitado para que el perno recorra un segmento de circunferencia de 80°.

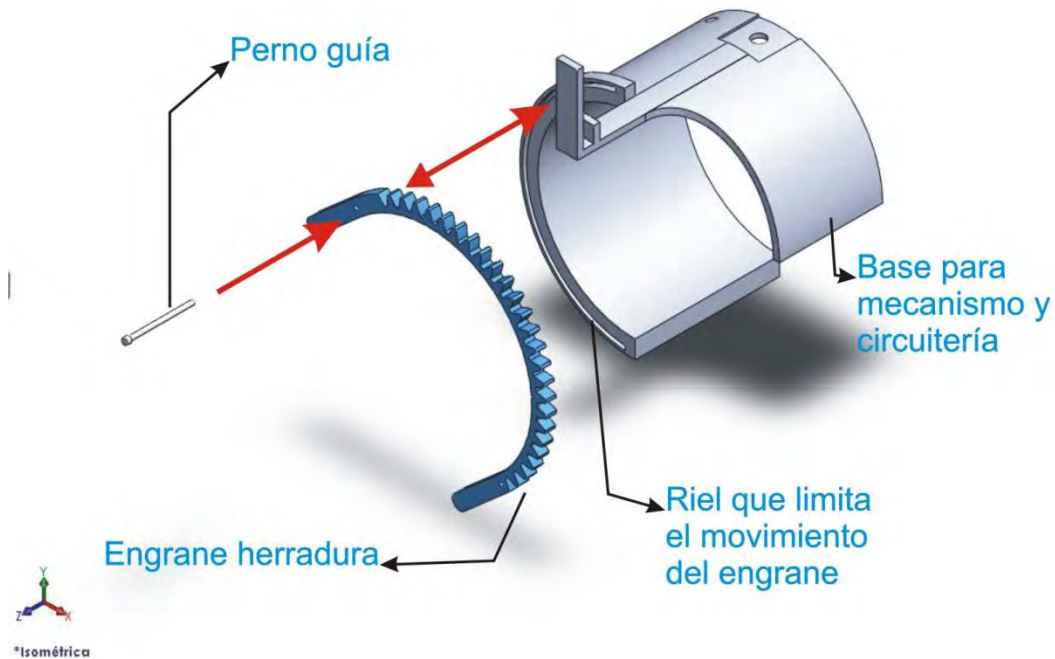


Ilustración 19 perno guía en relación al engrane herradura y la basé para mecanismo y circuitería

Una vez que tenía estas piezas necesitábamos otras, que cumplieran la función de mantener la posición del brazo, y sujetar la órtesis al brazo (ilustración 19). Para esto ideé dos piezas. La primera se nombró “Banda ajustable antebrazo b” esta cumple con la función de alinear el antebrazo de forma que permita el movimiento de pronosupinación, y separar la muñeca de la estructura de la órtesis. Además ayuda restringir la posición del brazo a lo denominado posición inicial (ilustración 1).

La segunda pieza se llamó “Banda ajustable A” (ilustración 19), la función de esta pieza es restringir la posición del brazo a la posición inicial (ilustración 1), y sujetar la órtesis al brazo con ayuda de velcros que rodearían al miembro.

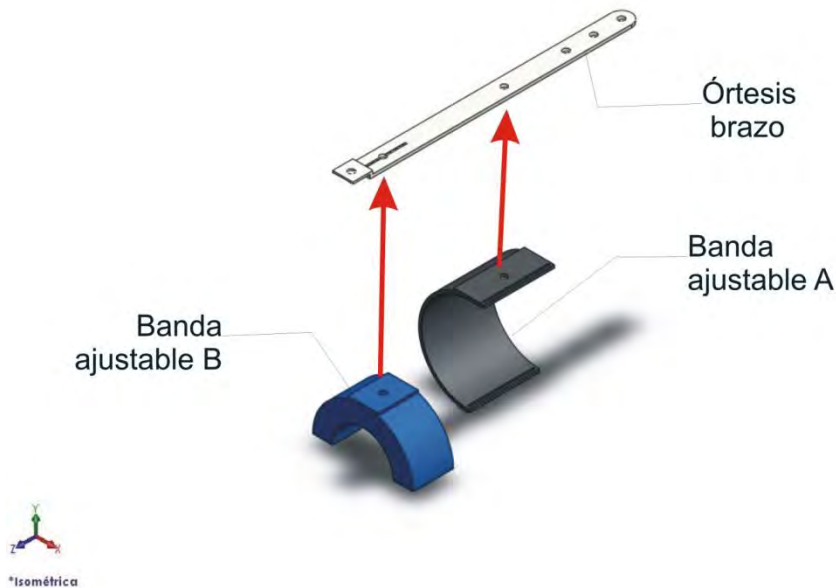


Ilustración 20 explosión de Bandas ajustables A y B,

Se dimensionó una pieza a la cual llamamos “órtesis brazo” (ilustracion20) esta tiene la función de sujetar la órtesis al brazo sujetándolo arriba del codo, además de restringir el movimiento de flexo-extensión de codo, restringiendo el brazo a la posición inicial (ilustración 1). Tiene una longitud (170 mm) menor a la mitad de la medida antropométrica de percentil 95 del acromion – radial [A1], esto por comodidad del usuario.

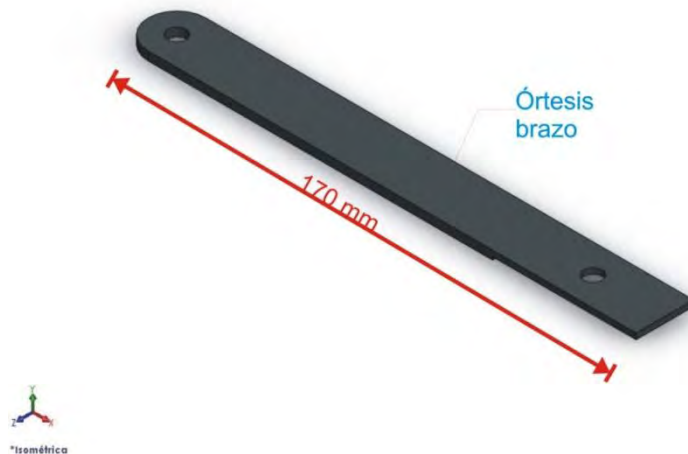


Ilustración 21 Órtesis brazo

Para unir las piezas “órtesis brazo” y “órtesis antebrazo”, se pensó en una sujeción, la cual tiene además la función de restringir el movimiento de flexo extensión, uniéndose estas piezas y colocándolas a 90° (ilustración 20, 21). A estas se les dio nombre de “sujeción A” y “sujeción B”, entre ellas se ensambla para presionar la pieza “órtesis brazo” y “órtesis antebrazo” (ilustración 21).

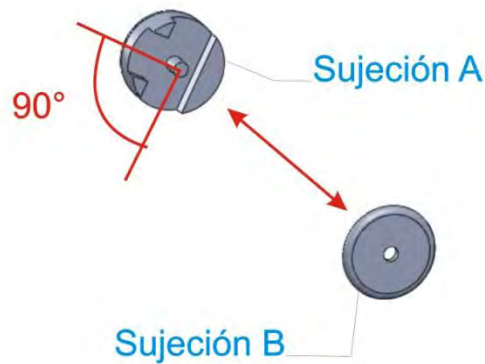


Ilustración 22 sujeciones A y B

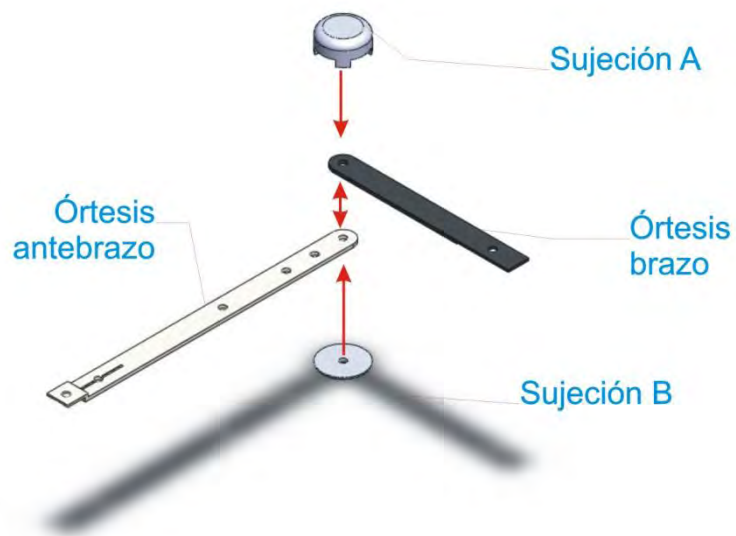


Ilustración 23 Explosión sujeciones A y B respecto a las piezas órtesis brazo y antebrazo

Se dimensionó una pieza más la cual nombramos “banda ajustable bíceps” (ilustración 23), esta cumple con la de sujetar la órtesis al brazo, con ayuda de velcro, el cual rodearía al brazo, también tiene la función de alinear el brazo a la llamada posición inicial. Y restringir el movimiento de flexo-extensión de codo.



Ilustración 24 explosión de piezas banda ajustable bíceps respecto a órtesis brazo

El ensamble de las piezas que conforman la órtesis (ilustración 24), todos tienen orificios de $\frac{1}{4}$ in, ya que teníamos en mente utilizar pinheads o tornillos de esta medida como medio de unión entre las piezas.

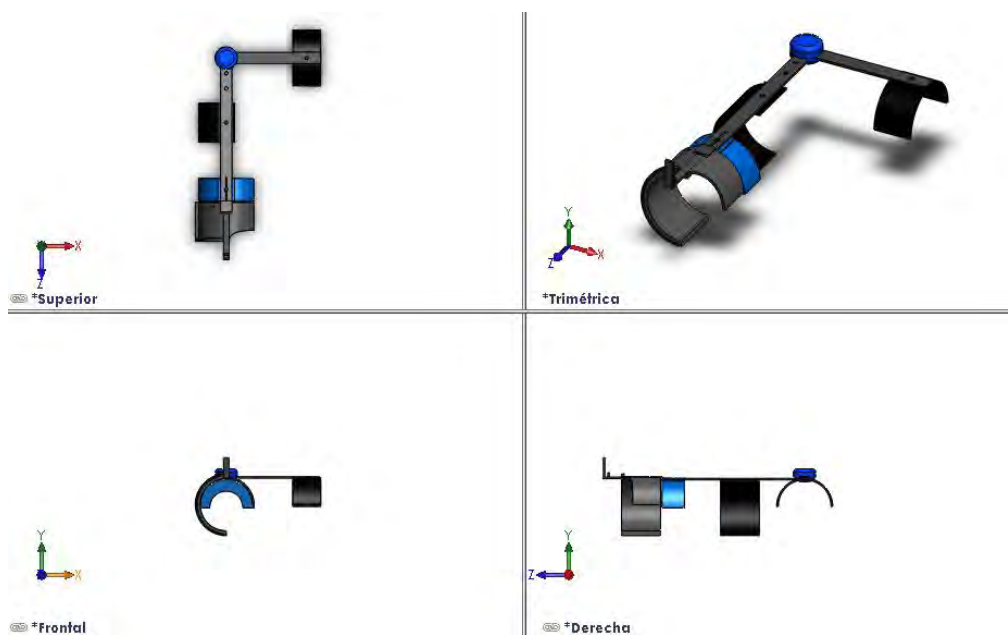


Ilustración 25 Órtesis para miembro superior

Por último se diseñó un cubre polvo (ilustración 25) con el fin de cubrir el mecanismo, las partes electrónicas y servir como base para poner la interfaz de usuario. Este cubre las piezas “Base para circuitería y mecanismo” y los engranes.

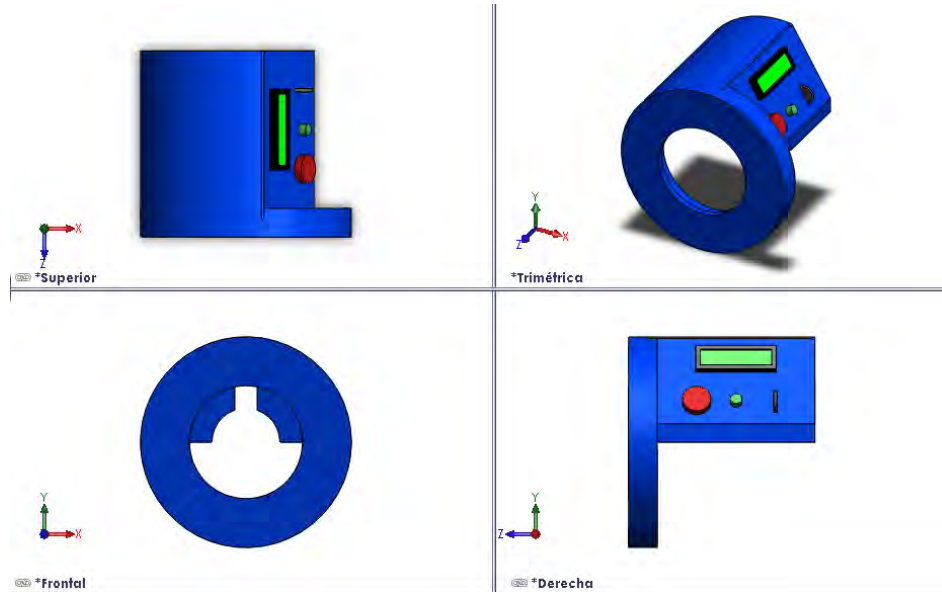


Ilustración 26 Cubre polvo para mecanismo y circuitería

Los planos de todas estas piezas se pueden encontrar en la sección A4, estos planos necesitan una posterior revisión, únicamente se muestran con fines informativos.

Después procedí a realizar un circuito para así consecuentemente hacer la programación del microcontrolador, para hacer el circuito electrónico utilice el microcontrolador Atmega 328, montado en la placa de prototipos Arduino uno, lo utilice pues tiene características como bajo consumo de energía, suficientes entradas y salidas, es de fácil programación y barato. Como etapa de potencia para el motor utilice un puente H el L293D, aunque seleccione el motor DC Faulhaber 3257CR +32 /3 (134:1), no lo utilizamos porque no lo adquirimos, en su lugar utilizamos el motorreductor gorilla DC de 3 Kg/cm con engranes de plástico, y un LCD 16 x 2 genérico, 2 push buttons uno para encender el sistema y otro para seleccionar una opción del menú, un potenciómetro de 10 K, el cual sirve para navegar por el menú, 2 resistencias de 10K, 4 diodos 4004, para evitar regresos de corrientes en el puente H y con la configuración recomendada en la hoja de datos del fabricante, un acelerómetro MMA7341L, que utilice como sensor para saber en qué posición se encuentra el engrane, un capacitor cerámico 104 conectado entre las entradas del motor, para filtrar ruido creado por el motor en el circuito, el plano del circuito se puede ver en el anexo A3.

Este circuito se piensa realizar en una PCB que se ensamble en los pines del Arduino directamente.

Con este circuito armado en una protoboard, procedí a programar en el IDE de Arduino, el programa está organizado por rutinas, la rutina principal es el Void Loop(), está la dividí en sub rutinas. El programa que utilicé es el que incluye la tarjeta Arduino, IDE Arduino Uno, utiliza un tipo el modelo de programación estructurada, el lenguaje de programación es muy parecido a C o C++, así que es muy familiar,

del mecanismo y probar detalles como comodidad, peso, facilidad, formas de sujetarse al brazo, utilidad de la interface (botones, potenciómetro y LCD). También se utilizó para programar las rutinas en el microcontrolador, ya que no sabía qué valores enviaría del acelerómetro al microcontrolador. Dentro de esta etapa del diseño no se construyó la carcasa, pues la fabricación no es sencilla. Además, necesitaba accesibilidad al circuito y el mecanismo, en caso que tuviera la necesidad de cambiar algo, ya fuera en el circuito o en la programación e incluso en la forma de la órtesis.

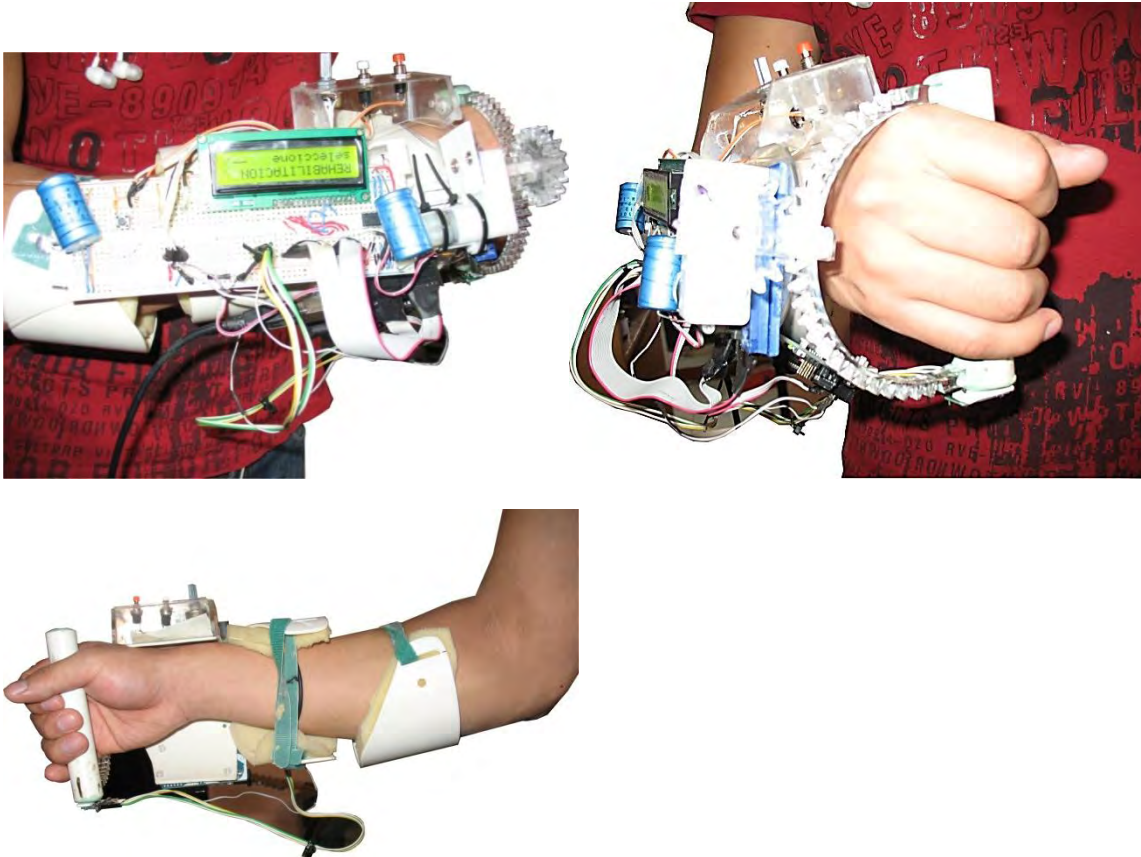


Ilustración 28 prototipo no funcional del concepto pulsera engrane

Las pruebas que se hicieron a este modelo, principalmente fueron a la programación, uso y funcionamiento de la órtesis activa.

El acelerómetro lo coloque en el engrane, de forma que no estorbara con su movimiento, y llevando el engrane a las posiciones que corresponderían a la supinación, pronación y posición inicial de la mano, se tomaron lecturas de los valores del sensor, estas se enviaban a la entrada analógica del microcontrolador, se registraban y se imprimían en la pantalla con ayuda del “serial monitor” parte de la interface del IDE de arduino.

Se programó un menú de ejercicios con tres programas seleccionables: “Calentamiento”, “Pronosupinación” y “Posición Inicial”.

El primer programa consiste en hacer un calentamiento. Esto se logra incrementando los grados que avanza el engrane, tanto en pronación como en supinación, a partir de la posición cero (ilustración 1). La

lectura que registraba el convertidor analógico digital del microcontrolador era, para la posición cero, 323. A partir de este valor se iban variando los límites de posición tolerados hasta llegar a los valores de: 175 (aproximadamente 0.85V) para pronación y 470 (aproximadamente 2.29V), para la supinación. Por lo tanto el movimiento de pronosupinación estaba en el rango del sensor de 175-470.

El segundo programa (“pronosupinación”) hace el movimiento completo de la pronosupinación, es decir desde la posición cero (ilustración 1), los $\pm 80^\circ$. Esto se hizo con base en las lecturas del acelerómetro, sensor que se utilizó para saber la posición del engrane. Esto es: el motor se movía hasta que el sensor registraba un valor de 175 en un sentido, lo cual equivale a 80° de pronación a partir de la posición cero; posteriormente cambiaba la dirección del giro del motor hasta que el sensor detectaba un valor de 470, que equivale a 85° de supinación respecto a la posición cero. Después, de nuevo cambiaba el sentido de giro del motor.

El programa “posición inicial”, lleva el mecanismo a la posición cero (ilustración 1). Se hizo para que el mecanismo no quedara en pronación ni supinación después de realizar cualquier ejercicio y regresara la mano a la posición cero.

Estos ejercicios se pueden detener manualmente con el mismo botón de selección y también con el botón de apagado. Se programó así con el fin de que sirviera como botón de paro, en caso de que se requiera detener el ejercicio por cualquier eventualidad.

Como resultado de estas pruebas, me di cuenta de que el sensor elegido no era adecuado, ya que las mediciones del acelerómetro varían si se efectúa algún movimiento que involucre al usuario, ocurría lo mismo si la posición del brazo era distinta de la “posición inicial” (figura 1), estas mediciones erróneas provocaban que el microcontrolador realizara funciones erróneas. Existen otras opciones de sensores que operarían mejor para este tipo de uso, por ejemplo; un encoder, que no depende de los factores mencionados en este párrafo.

Otro resultado de estas pruebas, se obtuvo al observar el correcto funcionamiento del circuito utilizado (anexo A3), se diseñó una PCB con ayuda del Software ARES. Este resultado se puede observar en el anexo A7. Esto con el fin de sustituir la portoboard.

Dentro de la evolución del proyecto, nuestros objetivos fueron cambiando debido a circunstancias no previstas. Así llegamos a la consecución de nuestras metas, las cuales comenzaron como ideas muy altivas y rimbombantes al mismo tiempo que poco claras, que excedían por mucho nuestras capacidades. Después de algunos consejos y observaciones que nos hicieron el grupo de médicos rehabilitadores, hicimos algunos ajustes en cuanto a las expectativas y alcances de este proyecto, encontramos metas similares realizables y cerca de nuestras capacidades. Logramos obtener el diseño conceptual de un conjunto de ideas que ofreciera una forma de rehabilitar el miembro superior en pacientes con espasticidad muscular en sus movimientos de flexo-extensión de dedos, flexo-extensión de muñeca, pronosupinación de codo y flexo-extensión de codo. En la ilustración 28 se puede ver la idea que se propone ya con diseño industrial. Esta idea se presenta más detallada en la referencia [32].

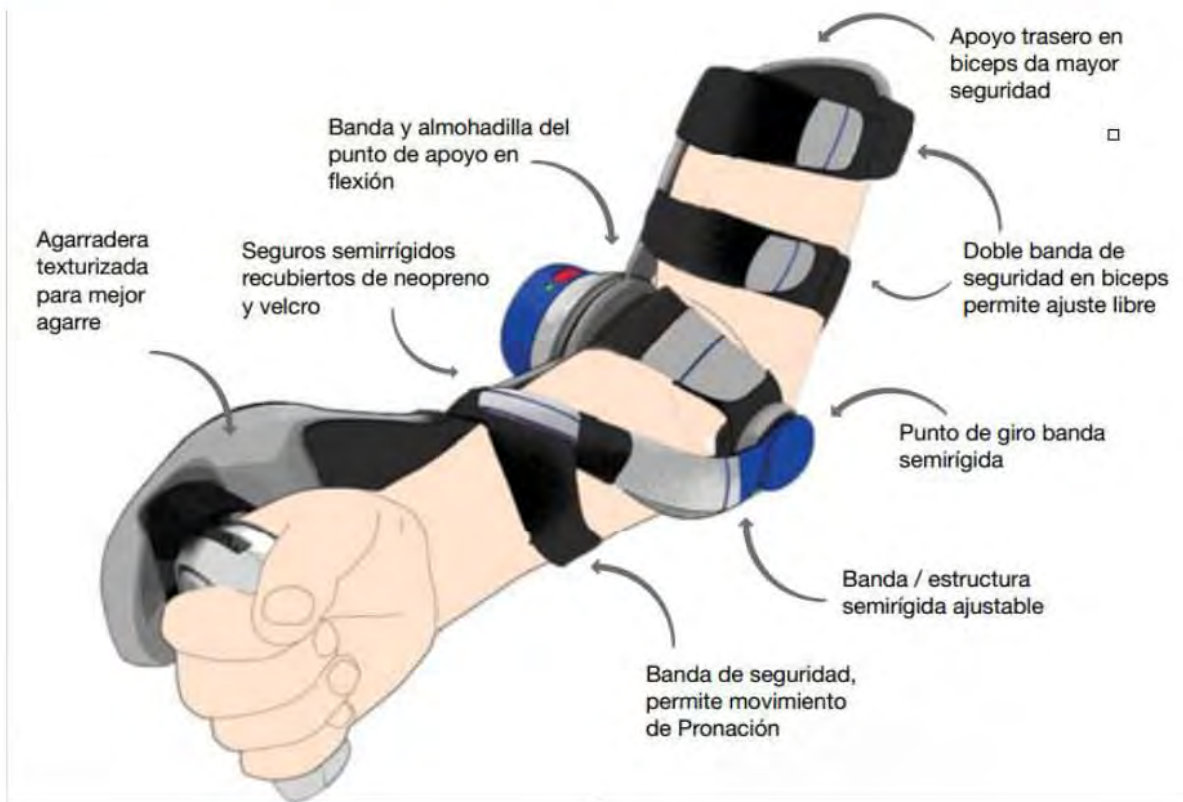
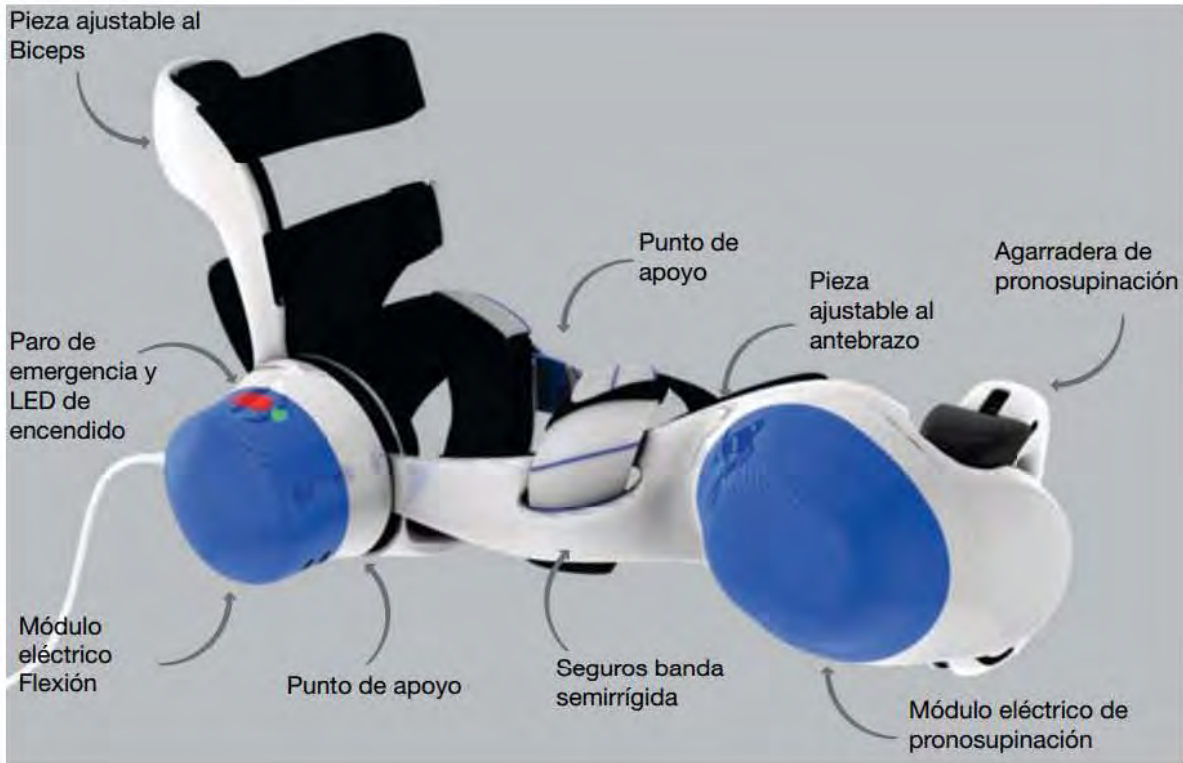


Ilustración 29 Concepto pronosupinación y flexo-extensión de codo J.M. Torner [32].

6. CONCLUSIONES

Se realizó el diseño conceptual de un mecanismo que permitiera realizar la rehabilitación del movimiento de pronosupinación. Este mecanismo fue el juego de engranes descrito en el apartado llamado "Concepto pulsera engrane". Se realizó un prototipo con los engranes y se observó que funcionaba adecuadamente para la realización del movimiento para lograr la pronosupinación.

Calculé un juego de piñón y engrane (en forma de herradura) que serviría como base para realizar el movimiento de pronación y supinación. Al diseñar este mecanismo se procuró que no excediera el rango de movimiento natural de la mano (0° a 175°), haciendo que el juego de éste se limitara, quitando cinco grados de seguridad a los límites del rango del movimiento (5° a 170°). Desarrolle un método donde se explica detalladamente cómo calcular engranes de plástico, con el objetivo de reducir el peso de la órtesis. Además de este cálculo se sugirió el Nylon como material propicio para formar el par de engranes.

Las piezas que acompañan al resto de la propuesta de órtesis activa se diseñaron tomando en cuenta las medidas de la población mexicana.

Hice el circuito electrónico que conecta al microcontrolador con la parte mecánica de la órtesis activa. Este realiza correctamente el cambio de sentido de giro del motor y con ayuda del sensor de posición procura cuidar que no se excedan los límites del movimiento, para evitar que se lastime al paciente.

La selección de un acelerómetro como sensor no fue la adecuada. El problema de este sensor fue que al hacer pruebas con el prototipo, me di cuenta de que las referencias del sensor varían de acuerdo a la posición en que se encuentra el brazo. Por lo tanto los valores de las lecturas cambian, y el microcontrolador puede detectar posiciones erróneas, por consecuencia no realizar el movimiento de pronosupinación correctamente, hacer un movimiento incompleto de supinación, pronación o tratar de hacer un movimiento que exceda el límite mecánico del movimiento de la mano. Esto no ocurre porque los engranes estaban diseñados para que no se hiciera un movimiento mayor (como se escribe en la sección "diseño de detalle"), pero a la larga esto podría dañar el motor ya que al forzarse se calienta. Para corregir este problema tengo dos sugerencias: Una sería tener completamente fijo el brazo con ayuda de la órtesis (módulo flexo-extensión de codo), que ésta sirviera como férula únicamente para la articulación del codo, para que así dejara el brazo en la posición inicial del movimiento de pronosupinación. La otra idea es cambiar el acelerómetro por un encoder. Este tipo de sensores no depende de la posición en que se encuentra el brazo. Además daría algunas ventajas, por ejemplo, se podría saber directamente en que ángulo se encuentra el engrane y esto podría servir en un futuro como arte de la retroalimentación entre el paciente y el médico, para así poder analizar los avances obtenidos en la rehabilitación. En caso de que se cambie el acelerómetro por otro sensor (encoder) analógico, prácticamente sólo habría que cambiar algunos parámetros de la programación del microcontrolador, lo que no implicaría una modificación en el diseño del circuito.

Se diseñó una PCB que se ensambla en la tarjeta Arduino directamente. Esto con el fin de reducir el espacio y peso utilizado por la protoboard y además pensando en una posible producción futura, que no se construyó porque no estaba contemplada en los alcances del proyecto en general.

La programación del microcontrolador se realizó con base en el prototipo que se realizó durante el proceso de este proyecto. El programa funciona correctamente. Si el brazo se restringe a la posición inicial y se evita cualquier movimiento brusco del usuario, el programa puede realizar el ejercicio que implica el

movimiento completo de pronosupinación. Se ha observado que en el primer movimiento, la espasticidad muscular es mayor que una vez que ya se han realizado algunos ejercicios. Por ello la órtesis cuenta con un programa que realiza un calentamiento, con el objetivo de romper la espasticidad inicial del brazo. El calentamiento previo permite que se realice el ejercicio de una forma no dolorosa para el usuario, esto se realiza incrementando el movimiento poco a poco a partir de la posición inicial. Cualquier rutina del programa se puede detener en cualquier momento en caso de algún incidente. Esto se logra ya que los dos botones que contiene el circuito pueden funcionar como botones de paro.

¿Qué sigue en el proyecto?

Este diseño es mejorable como todos los diseños, el trabajo a futuro es extenso. La sugerencia que podría hacer, en cuanto a la parte mecánica, es que en lugar de utilizar un riel como sujeción del engrane tipo herradura se utilice un rodamiento para sujetar el engrane con la base de la órtesis, esto para reducir la fricción entre engrane y base.

También se podría continuar con la investigación sobre materiales y la investigación tecnológica. Actividades muy importantes, pues podrían ayudar en el desempeño del producto como tal: optimizar costos, reducir tamaño de piezas, reducir el peso, factor muy relevante para no forzar al cuerpo de más y cansarse al portar el dispositivo. Asimismo se reduciría la cantidad de energía necesaria para mover la órtesis o “el exoesqueleto completo”.

En cuanto al circuito, podría continuarse con la investigación y selección de las pilas, para lograr que la órtesis activa sea totalmente móvil. En caso de que alguien decidiera continuar con el proyecto, diseñamos dos terminales de alimentación en la PCB: una el positivo (+) y la otra el negativo (-). Estas terminales serían donde se colocaría la pila.

En conjunto se podría pensar en un futuro implementar un control de velocidad y posición. Esto porque es algo que los médicos terapeutas nos dijeron que sería un plus para una órtesis de este tipo pues ellos no cuentan con un equipo que pueda regular la velocidad y la posición de los movimientos del miembro superior para la rehabilitación física. Estas dos características serían útiles para poder evaluar la fase de espasticidad en que se encuentra el paciente y saber si existe mejora. Además de que podría mejorar la calidad de la rehabilitación. La programación y la órtesis se podrían mejorar, metiendo una interface con algún dispositivo móvil o una PC, que llevara un registro de la velocidad y fuerza para poder tener una retroalimentación que sirva tanto a médico como a paciente para saber el grado de recuperación.

En cuanto a la parte médica queda mucha investigación por realizar. Utilizar pacientes piloto para hacer pruebas; hacer mediciones comparativas de los movimientos que se realizan naturalmente por el miembro superior y los que se realizan con ayuda de la órtesis, para saber si existe algún error en la recuperación y con base en esto mejorar el mecanismo o posición de las piezas importantes; así como elegir los materiales adecuados para el contacto con la piel. También se podría ver si la órtesis activa de miembro superior funciona efectivamente para rehabilitar otro tipo de casos, como fractura de radio y cúbito u otro tipo de padecimientos.

En general, hay trabajo e investigación por realizar que queda fuera de los alcances de esta tesis, ya que sus objetivos se limitan hasta el punto “conceptual”. Este punto “conceptual” en algunos casos fue rebasado y en otros no. Esto en función de las limitantes del proyecto en sí y circunstanciales. Como se menciona cuando se explica el proceso seguido, algunas veces se avanza y otras se retrocede a conveniencia.

Mucho del trabajo por realizar a futuro es ajeno al desarrollo del prototipo, pues implica pruebas directamente con los pacientes que cumplan el perfil que se seleccionó en el transcurso de esta tesis.

En el caso de que alguien quisiera continuar con el desarrollo de esta propuesta, no debe olvidar que esta tesis es una idea inicial, que surgió de una idea que fue evolucionando y definiéndose poco a poco. Por ello, de ésta pueden salir nuevas aplicaciones o mejoras. Este proyecto podría llegar hasta el desarrollo del producto final, ya que durante la investigación nos dimos cuenta de su capacidad competitiva en el mercado de aparatos de rehabilitación, pues la mayoría de las máquinas o exoesqueletos que existen en el mercado son muy costosas, son extranjeras o no cumplen con lo que los terapeutas esperan.

Como comentario final, me gustaría hacer referencia a dos tesis que, como la presente, surgieron del proyecto que comenzó llamándose “Exoesqueleto” y hablan de distintos aspectos del mismo. En ellas se tratan algunos puntos no comentados con anterioridad para evitar redundancia, ya que las tres tesis están intrínsecamente ligadas. La primera, “Desarrollo de exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior en pacientes hemipléjicos y su sistema de desarrollo” de mi compañero J. Manuel Torner [32], habla del proyecto como un producto Industrial, se ven alcances, se sugieren algunos materiales (resinas) para la construcción de la órtesis y costos del proyecto. La segunda, “Diseño de órtesis activa de mano para pacientes con espasticidad muscular” de mi compañero Jesús Ortiz [36], habla del módulo de mano que complementa el llamado “exoesqueleto” y de su diseño. Las tres tesis se tienen que ver como un complemento entre ellas, pero no por esto quiere decir que alguna dependa de las demás, sin embargo la información sería útil para los interesados en el tema.

BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS

1. F. Vivancos-Matellano, S.I. Pascual-Pascual, J. Nardi-Villardaga, F. Miquel-Rodríguez, I. de Miguel-León, M.C. Martínez-Garre, I. Martínez-Caballero, G. Lanzas-Melendo, R. Garreta-Figuera, P.J. García-Ruiz, M. García-Bach, V. García-Aymerich, I. Bori-Fortuny, M. Aguilar-Barberà. Guía del tratamiento integral de la espasticidad, *REV NEUROL*, 45: 365-75, 2007.
2. Un servicio de la Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU: Espasticidad. Disponible en: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003297.htm> (consulta, 20.02.12)
3. Instituto Nacional de Neurología: Enfermedad vascular cerebral. Disponible en: <http://www.innn.salud.gob.mx/interior/atencionapacientes/padecimientos/evascularcerebral.html> (consulta, 24.02.12)
4. Sekerak Darlene, PT, PhD. Tratamientos para la espasticidad (Treatments for Spasticity). TelAbility handouts. Disponible en: <http://www.telability.org/handouts/TelAbilityHandoutTreatmentsforSpasticitySP.pdf> (consulta, 24.02.12)
5. Órtesis de miembro superior. Tipos. Indicaciones y chequeo. Disponible en: https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:1BqRgEu27UMJ:www.cofano.org/rdDCG.asp?v%3DDOC%26s%3DAula_Cofano%26doc%3DOrtesisMiembroSuperior.pdf+Ortesis+de+miembro+superior.Tipos.+Indicaciones+y+chequeo&hl=es&gl=mx&pid=bl&srcid=ADGEEShsgDF31uAGIUeCh6s974wUN89xc-W3v6LFGcFT_MhkDccdy0EMsRoYh4HhIE-nDjXU8ceRcz-Xfo7YcTaQT40BtEDRa0FGYXIRpkOhSJBjKMaSmWkaM8mYYq0GnjZlrZaJq9&sig=AHIEtbTNI TMphUW ANJO4O3CFfe5oD6J5qQ&pli=1 (consulta, 27.02.12)
6. Arce Carlos G. Dr. Medicina de rehabilitación. Órtesis de miembros superiores [en línea]. Disponible en: http://www.arcesw.com/o_m_s.pdf (consulta, 27.02.12)
7. Medscape education. Spasticity: A Clinical Review: Pathophysiology. Disponible en: http://www.medscape.org/viewarticle/576698_2 (consulta, 13.03.12)
8. European Space Agency: The ESA Exoskeleton. Disponible en: http://robotics.estec.esa.int/Xcel_export/TEC/Robotics/SEMA9EVHESE_2.html (consulta, 11.06.12)
9. Saebo: Rehabilitating Lives. Empowering Individuals. Disponible en: <http://www.saebo.com/pdf/Saebo-Catalog-12-15-11.pdf> (consulta, 11.06.12)
10. Tu tienda ortopedia: Elbow Ranger. Disponible en: http://www.tutienda-ortopedia.com/es_ES/tienda-elbow-ranger-2,4,0,0,269,1.htm (consulta, 11.06.12)
11. Active Structures Laboratory: Portable Arm Exoskeleton. Disponible en: <http://scmero.ulb.ac.be/project.php?id=7&page=index.html> (consulta, 11.06.12)
12. Carignan Craig, Tang Jonathan, Wilson Emmanuel, Roderick Stephen, Naylor Michael, Liszka Michael. A Robotic Arm Exoskeleton for Shoulder Rehabilitation. **IEEE Wash DC/Nova Symposium: Technology for golden years**. College Park, Maryland, Mayo 2010.
13. University of Washington. Bio robotics Laboratory: Wearable Robotics – Exoskeleton. Disponible en: http://expo21xx.com/automation21xx/15436_st2_university/default_rosen.htm (consulta, 11.06.12)
14. Frisoli A, Bergamasco M, Borelli L, Montagner A, Greco G, Procopio C, M. C. Carboncini, Rossi B. Robotic assisted rehabilitation in virtual reality with the L-EXOS. **7th International Conference Series on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies**. Maia, Portugal, 2008.
15. Ioannis Sarakoglou, Sophia Kousidou, Nikolaos G. Tsagarakis and Darwin G. Caldwell. Exoskeleton-Based Exercisers for the Disabilities of the Upper Arm and Hand, en Sashi S. Kommu. *Rehabilitation Robotics*, Vienna, I-Tech Education and Publishing, 2007. pp. 499-522.

16. BTE. The technology of human performance: PrimusRS - The Ultimate Physical Therapy Equipment. Disponible en: <http://www.btetech.com/primusrs.htm> (consulta, 15.08.12)
17. Scribd: análisis para escalas de hemiplejía. Disponible en: <http://es.scribd.com/doc/6499570/Analisis-Escalas-Para-Hemiplejia> (consulta, 09.07.12)
18. Pleguezuelos Eulogio, Meri Alex. Atlas de Puntos Clave Musculares en la Práctica Clínica [en línea], 6ª ed., Madrid, Editorial Medica Panamericana, 2008. Cap. 1, Introducción al tratamiento con toxina botulínica. Disponible en: <http://books.google.com.mx/books?id=0IQZMr65SEoC&pg=PP22&lpq=PP22&dq=escala+Brunnstrom&source=bl&ots=DloCUawHOG&sig=YC1P2j0mMMFo2TnyhbdN1m69p7g&hl=es&sa=X&ei=ebP7T80XsJLYBaPO9KgF&ved=0CEYQ6AEwAQ#v=onepage&q=escala%20Brunnstrom&f=false> (consulta, 09.07.12).
19. E-Radiocontrol. Circuitos Electrónicos de Radio Control: Motores Brushless. Disponible en: http://www.e-radiocontrol.com.ar/?Motores_Brushless (consulta, 10.07.12)
20. Infogomez: El servomotor. Disponible en: <http://infogomez.blogspot.mx/2009/02/el-servomotor.html> (consulta, 10.07.12)
21. Trossen Robotics: Dynamixel RX-64 Robot actuator. Disponible en: <http://www.trossenrobotics.com/dynamixel-rx-64-robot-actuator.aspx> (consulta, 28.02.12)
22. Bühler Motor. Stock service: Dc gear motor. Disponible en: http://www.tracepartsonline.net/PartsDefs//Production/BUHLER/10-15022011-099931/documents/DC-gear-motor-1_61_050_en.pdf (consulta, 10.07.12)
23. Elmeq. Motorreductor faulhaber: 3257 CR/32/3. Disponible en: http://www.elmeq.es/catalogo/ficha_producto/3257cr-32-3.pdf (consulta, 19.05.12)
24. Faulhaber. Micromotores. Disponible en: http://www.faulhaber.com/uploadpk/EN_3242_CR_DFF.pdf (consulta, 10.07.12)
25. Faulhaber. Planetary gearheads. Disponible en: http://www.faulhaber.com/uploadpk/EN_32A_DFF.pdf (consulta, 10.07.12)
26. Carro Suárez Jorge, Flores-Salazar Fabiola, Flores Nava Irma. Análisis de esfuerzo de contacto en engranes rectos aplicando el criterio de Hertz con ingeniería asistida por computadora. Científica [en línea] vol. 16, núm. 1: pp. 25-32, enero-marzo, 2012. Disponible en: http://www.cientifica.esimez.ipn.mx/volumen16/V16N1_025_032.pdf (consulta, 17.07.12)
27. Moya Rodríguez, J. L.; Velázquez Pérez, J. A. Cálculo de engranajes plásticos. Revista de Ingeniería Mecánica, vol. 10, núm. 3: pp. 25-32, 2007, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cuba
28. Definición de. Disponible en: <http://definicion.de/tono-muscular/> (consulta, 19.10.12)
29. Kapandji A. I. *Fisiología Articular*, 6ª edición, tomo 1, Madrid, Médica Panamericana, pp. 76-144
30. Norton Robert L. Trenes de engranes, en *Diseño de Maquinaria*, 3ª edición, EUA, Mc Graw Hill, pp. 403-454
31. Pons Jose. L. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, 1 edición, EUA, Wiley, 358 pp.
32. Torner J. M. Desarrollo de Exoesqueleto para Rehabilitación de Miembro Superior en Pacientes Hemipléjicos y su Sistema de Desarrollo, Tesis (Licenciatura en Diseño Industrial), México, Universidad Nacional Autónoma de México, 2012, 232 pp.
33. Chang Sánchez Luciano Dr. Diseño conceptual de productos mecatrónicos. Disponible en: <http://es.scribd.com/doc/5562256/DISENO-CONCEPTUAL-DE-PRODUCTOS-MECATRONICOS> (consulta, 19.10.12)
34. Motor a pasos sanyo. Disponible en: http://www.varitel.com/html/serie_sm.html (consulta en 28.02.12)

35. Motor a pasos productos CNC. Disponible en:
http://www.productoscnc.es/documents/Specs%20motor_paso_a_paso_Nema34_v2.pdf consulta
(30.02.12)
36. Ortiz Jesús Diseño de órtesis activa de mano para pacientes con espasticidad muscular, Tesis
(Ingeniero Mecatrónico), México, Universidad Nacional Autónoma de México, 2012.

ANEXOS

A1 TABLA ANTROPOMETRÍA MEXICANA

#	Medición	5 Percentil [mm]	95 percentil [mm]	TABLAS ANTROPOMÉTRICAS USADAS
PERÍMETROS				
1	Brazo relajado	262	369	
2	Brazo Flexionado	268	379	
3	Antebrazo máximo	225	304	
4	Muñeca	144	186	
5	Puño	235	310	
6	Tórax	927	1197	
SEGMENTOS				
7	Alcance máx. Frontal	572	681	
8	Alcance Máx. Lateral	558	670	
9	Acromion - radial	299	360	
10	Radial - Estelión	205	260	
11	Longitud Mano*	158	185	
12	Ancho palma mano	71	82	
13	Ancho mano	83	103	
14	Longitud palma mano	90	105	
DIÁMETROS				
15	15 tórax transverso	294	388	
16	16 húmero	55	73	
17	Muñeca	50	64	
18	Puño	86	111	

Percentiles tomados en cuenta para diferentes medidas antropométricas.

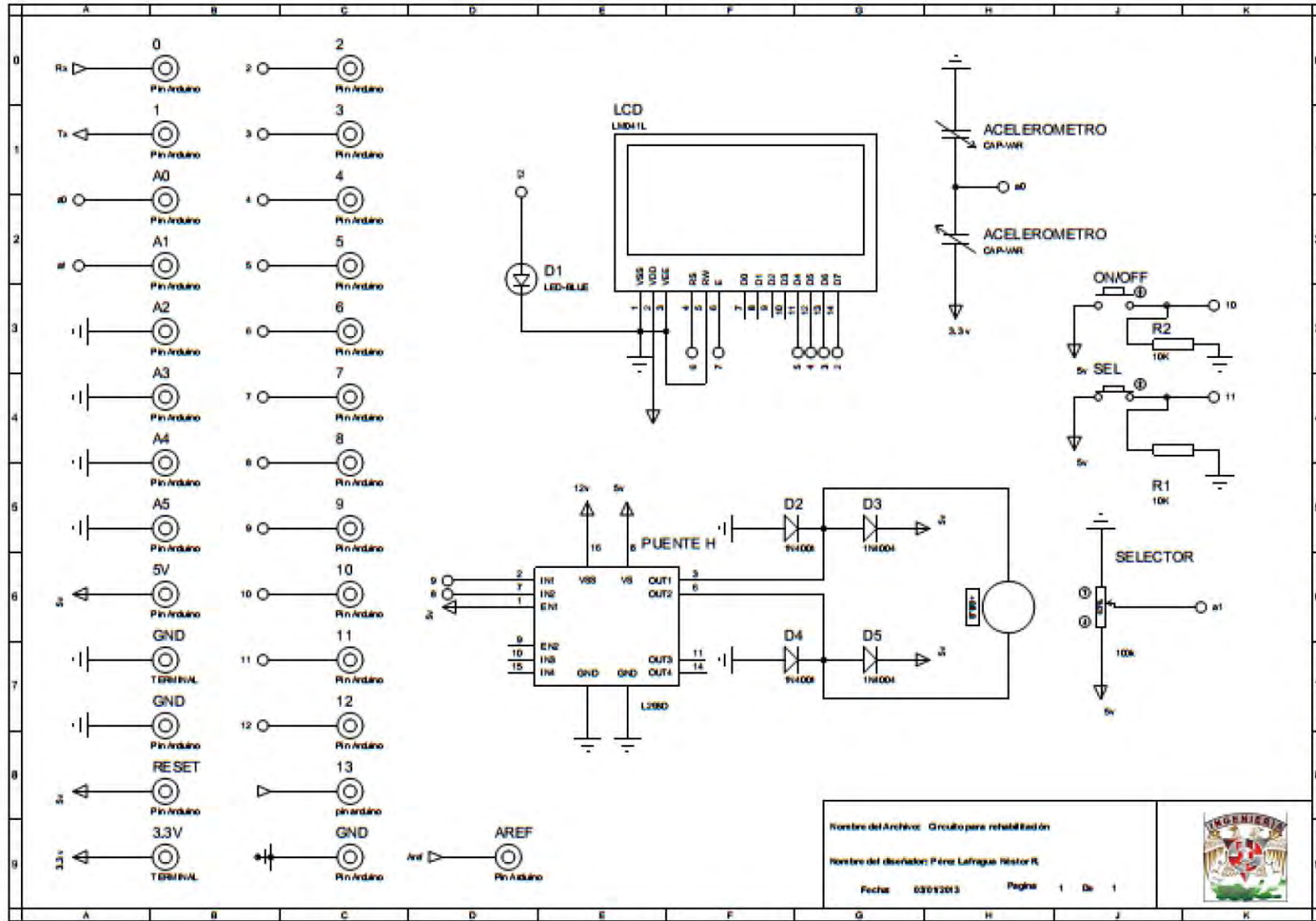
Fuentes: Proyecto CONACYT - IMSS 2004-C1109. "Perfil Antropométrico del Trabajador Mexicano".

* Dimensiones antropométricas de población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile. Rosario Ávila Chaurand y otros. Universidad de Guadalajara. Centro de investigaciones en Ergonomía

A2 MUESTRA DE MEDICIÓN DE TORQUES

Día	Clave	Edad	Estatura	Peso	Extension Muñeca			Pronación			Supinación			Flexión Codo			Supraespinoso			Deltoides		
					Min.	Max.	Prom.	Min.	Max.	Prom.	Min.	Max.	Prom.	Min.	Max.	Prom.	Min.	Max.	Prom.	Min.	Max.	Prom.
	Paciente 1	21			1.36	2.26	1.80	1.81	2.71	2.20	0.90	1.70	1.30	1.81	4.07	3.10	16.60	21.14	18.40	2.26	5.43	3.60
					1.13	1.81	1.40	3.84	5.88	4.90	0.90	1.70	1.30	4.07	4.41	3.90	17.86	22.15	19.6	10.74	11.64	11.10
	Exo27				1.81	2.83	2.40	0.45	0.57	0.50	0.79	1.02	0.90	1.36	3.62	2.40	2.71	7.46	4.90	5.76	7.23	6.40
V	30/09/2010																					
	Exo1	27			3.84	6.78	5.20	4.07	6.10	5.10	4.63	5.65	5.40	26.11	31.76	29.90	11.75	15.37	13.00	20.23	27.58	24.00
	Exo2	23			4.52	5.43	4.90	1.92	2.71	2.30	3.73	3.28	3.50	15.15	19.33	16.80	6.78	9.04	7.60	6.56	10.06	8.40
	Exo3	24			2.37	5.09	3.40	3.73	4.29	4.00	4.52	4.97	4.70	22.04	28.37	25.10	11.30	13.90	12.60	12.21	15.37	14.00
	Exo4	24	1.68	62.0	5.99	7.69	6.80	3.84	4.86	4.30	6.33	7.12	6.70	21.59	27.01	24.20	11.87	15.03	12.20	12.66	20.57	17.00
	Exo5	19	1.75	70.0	4.52	8.59	6.20	3.84	4.86	4.30	4.41	6.44	5.20	19.21	25.09	21.90	15.48	27.92	22.10	20.01	22.61	21.40
V	07/10/2011																					
	Exo6	28	1.74	71.0	4.63	7.23	5.60	7.69	8.82	8.20	7.23	10.17	8.80	43.06	46.68	44.20	22.94	25.54	24.00	26.67	36.28	32.20
	Exo7	28	1.80	73.0	7.23	11.19	9.40	3.84	6.10	4.40	6.67	9.04	7.80	28.71	55.95	42.50	20.91	27.58	25.70	14.24	17.63	15.50
	Exo8	29	1.57	60.0	4.41	5.54	4.80	3.16	4.52	3.80	2.71	3.73	3.10	19.78	22.38	21.10	9.61	10.62	10.20	5.76	9.38	7.70
	Exo9	30	1.70	89.0	5.43	9.95	7.70	4.63	7.69	6.40	5.43	6.22	5.90	36.39	45.66	40.90	16.28	18.08	15.30	5.88	13.34	9.00
V	14/10/2011																					
	Exo10	21	1.82	96.0	6.33	10.17	7.90	4.63	5.76	5.20	6.78	7.57	7.20	41.25	72.00	55.70	17.18	29.84	22.30	21.81	28.03	24.20
	Exo11	20	1.64	77.0	4.75	6.22	5.20	2.94	4.18	3.60	4.07	4.63	4.30	28.37	37.75	33.70	11.75	14.47	12.80	15.15	18.31	16.90
	Exo12	21	1.67	61.0	1.47	2.83	2.30	3.16	5.20	4.20	3.62	4.07	4.00	16.61	24.41	20.80	8.59	10.96	9.70	8.48	11.98	10.50
	Exo13	28	1.72	83.0	9.49	11.75	10.60	5.88	8.59	7.00	5.65	7.01	6.40	45.78	58.32	53.20	20.68	25.32	23.10	11.87	17.52	14.00
	Exo14	30	1.60	78.0	4.41	5.43	4.90	3.05	4.52	3.90	3.05	4.18	3.80	21.14	22.04	21.60	15.37	19.21	17.50	7.69	9.16	8.50
V	21/10/2011																					
	Exo15	20	1.77	67.0	3.28	4.18	3.80	1.36	2.37	1.80	1.92	3.16	2.40	36.06	49.96	41.30	23.51	8.59	17.30	6.22	11.08	9.00
	Exo16	20	1.60	45.0	2.71	4.18	3.10	1.70	2.37	2.00	2.71	3.50	3.10	7.69	10.85	9.60	10.29	14.02	13.00	2.71	8.25	4.70
	Exo17	19	1.62	44.0	0.90	1.47	1.10	1.13	1.81	1.30	1.81	2.26	2.10	3.16	8.59	5.80	3.96	6.67	5.10	1.47	2.71	2.00
	Exo18	21	1.73	80.0	2.37	3.16	2.80	1.92	2.71	2.20	1.92	2.71	2.40	10.74	12.66	11.60	8.59	14.02	11.00	5.54	8.82	6.80
	Exo19	24	1.65	55.0	1.13	2.60	2.00	2.03	2.71	2.20	2.60	2.94	2.70	5.54	7.80	6.70	2.71	12.21	6.30	3.84	6.67	4.80
V	21/10/2011																					
	Exo20	23	1.81	60.0	6.10	7.12	6.50	3.62	4.75	4.10	7.12	8.70	7.70	21.59	26.11	24.20	12.77	16.73	15.20	10.62	12.66	11.60
	Exo21	23	1.74	69.0	6.78	9.04	7.90	3.84	5.76	4.60	6.33	7.80	7.40	24.19	34.13	30.70	17.41	23.06	20.10	14.92	20.91	18.10
	Exo22	26	1.75	74.0	5.09	6.78	6.00	3.84	6.22	4.80	6.78	8.59	7.60	27.24	37.52	32.90	12.55	18.08	15.00	6.10	9.95	8.50
V	04/11/2011																					
	Exo23	25	1.76	70.0	8.70	9.95	9.40	4.07	4.86	4.50	5.99	6.78	6.40	49.84	52.10	51.00	23.06	26.90	24.90	17.63	21.36	19.30
	Exo24	28	1.65	58.0	4.18	6.22	5.20	2.71	3.39	3.10	3.73	4.75	4.40	19.67	28.71	25.50	14.92	18.08	16.00	8.48	11.98	10.20
V	11/11/2011																					
	Exo25	25	1.61	65.0	4.63	7.46	5.90	4.18	6.56	4.80	5.43	6.78	6.00	39.11	49.51	43.90	18.54	22.15	20.40	18.31	23.96	21.00
	Exo26	24	1.58	50.0	3.28	4.52	4.10	2.26	2.83	2.60	1.92	2.60	2.30	16.28	19.78	17.30	6.33	9.95	8.40	5.88	8.59	6.90
	Exo28	19	1.54	54.0	5.99	7.12	6.60	3.84	4.52	4.10	3.62	4.85	4.10	32.44	36.06	34.70	13.45	23.06	19.00	8.25	12.77	10.90
V	25/11/2011																					
	Exo29	18	1.72	64.0	2.83	4.52	3.70	4.52	6.56	5.50	5.31	6.33	5.90	28.37	34.59	30.40	11.75	17.07	14.70	12.21	15.37	14.20
	Exo30	28	1.58	53.0	2.71	4.07	3.40	2.60	3.16	2.80	2.94	3.28	3.10	15.48	16.95	16.20	20.12	24.75	22.70	4.97	9.16	7.10
	Exo31	28	1.60	73.0	5.43	7.23	6.50	6.44	7.91	7.50	6.89	8.70	7.50	36.20	45.44	42.20	8.14	13.11	10.60	22.61	26.45	24.80
	Prom. MÍNIMOS				4.52			3.55			4.53			25.29		13.62			11.30			
	Prom. MÁXIMOS				6.45			4.89			5.59			32.92		17.71			15.62			
	AVERAGE	24	1.68	66.7			5.43			4.15			5.06		29.19			15.59				13.44
	VALOR MÁXIMO	30	2	96	11.75			8.82			10.17			72.00		29.84			36.28			
	VALOR MÍNIMO	18	2	44	0.90			0.45			0.79			1.36		2.71			1.47			
	MODA	28	2	70	4.52			3.84			6.78			28.37		11.75			5.76			
	MEDIANA	24	1.68	67.0	4.90			4.00			4.52			25.10		15.02			11.10			
	DESVIACIÓN ESTANDAR	4	0	13	2.55			1.83			2.25			15.45		6.33			7.26			
	CURTOSIS	-1	-1	0	-0.33			0.02			-0.87			-0.37		-0.70			0.27			

La muestra se tomó en personas de 18 a 30 años. Se registraron las fuerzas del brazo dominante de los voluntarios.



Nombre del Archivo: Circuito para rehabilitación
 Nombre del diseñador: Pineda Lafragua Nestor R.
 Fecha: 03/03/2013 Pagina: 1 De: 1



A4 DIAGRAMA DE FLUJO

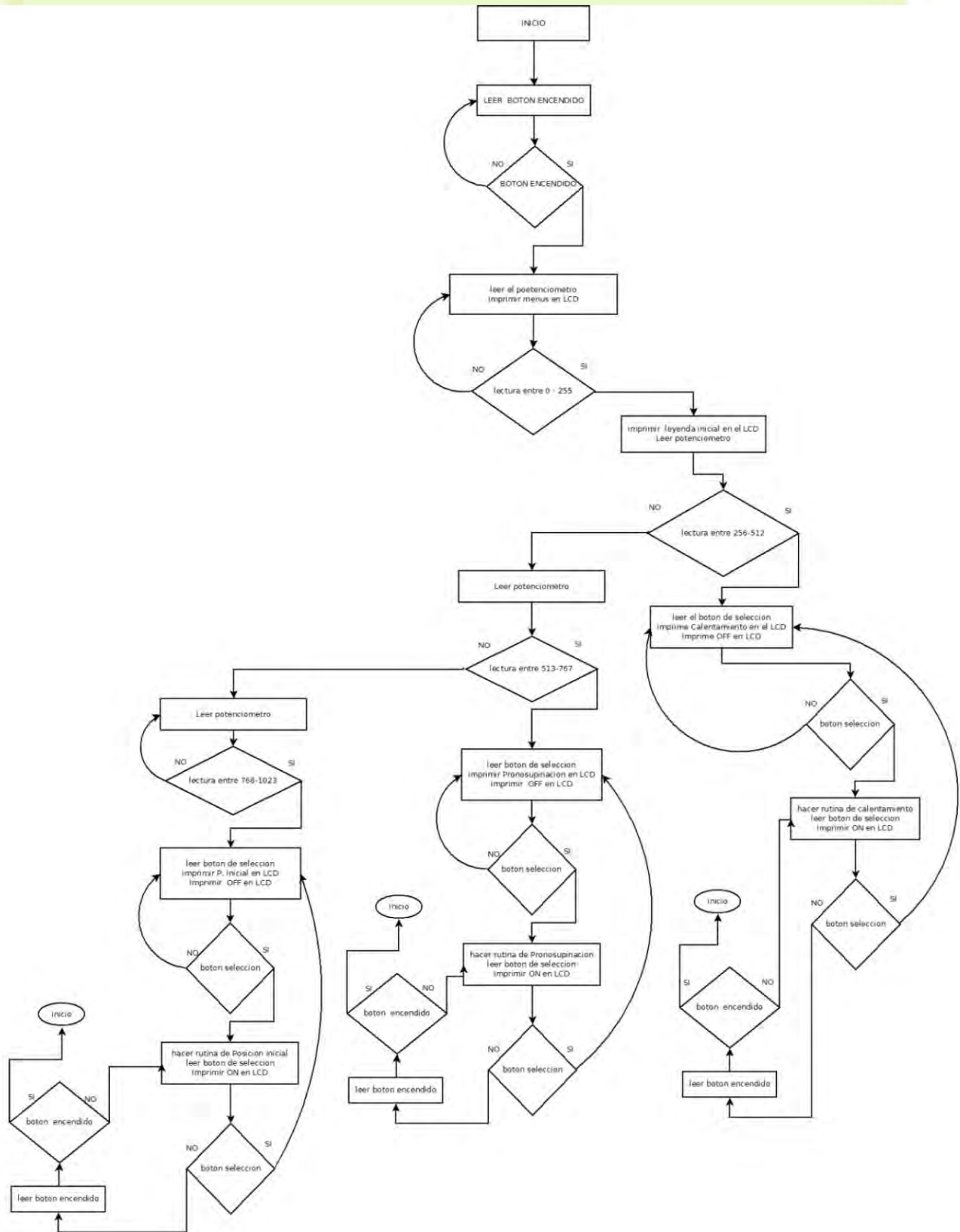
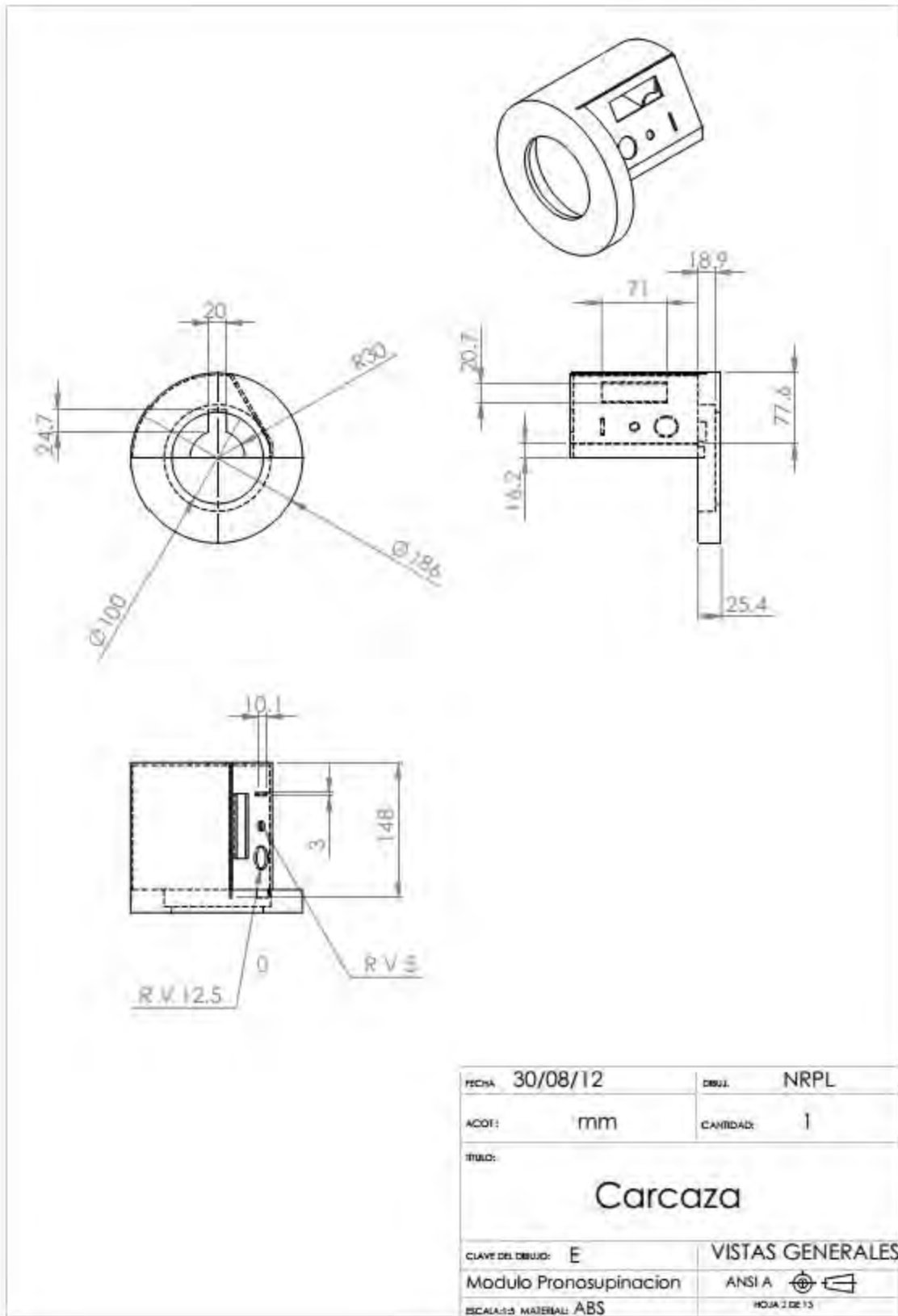


Diagrama de flujo del Programa para controlar la Órtesis Activa de Miembro superior

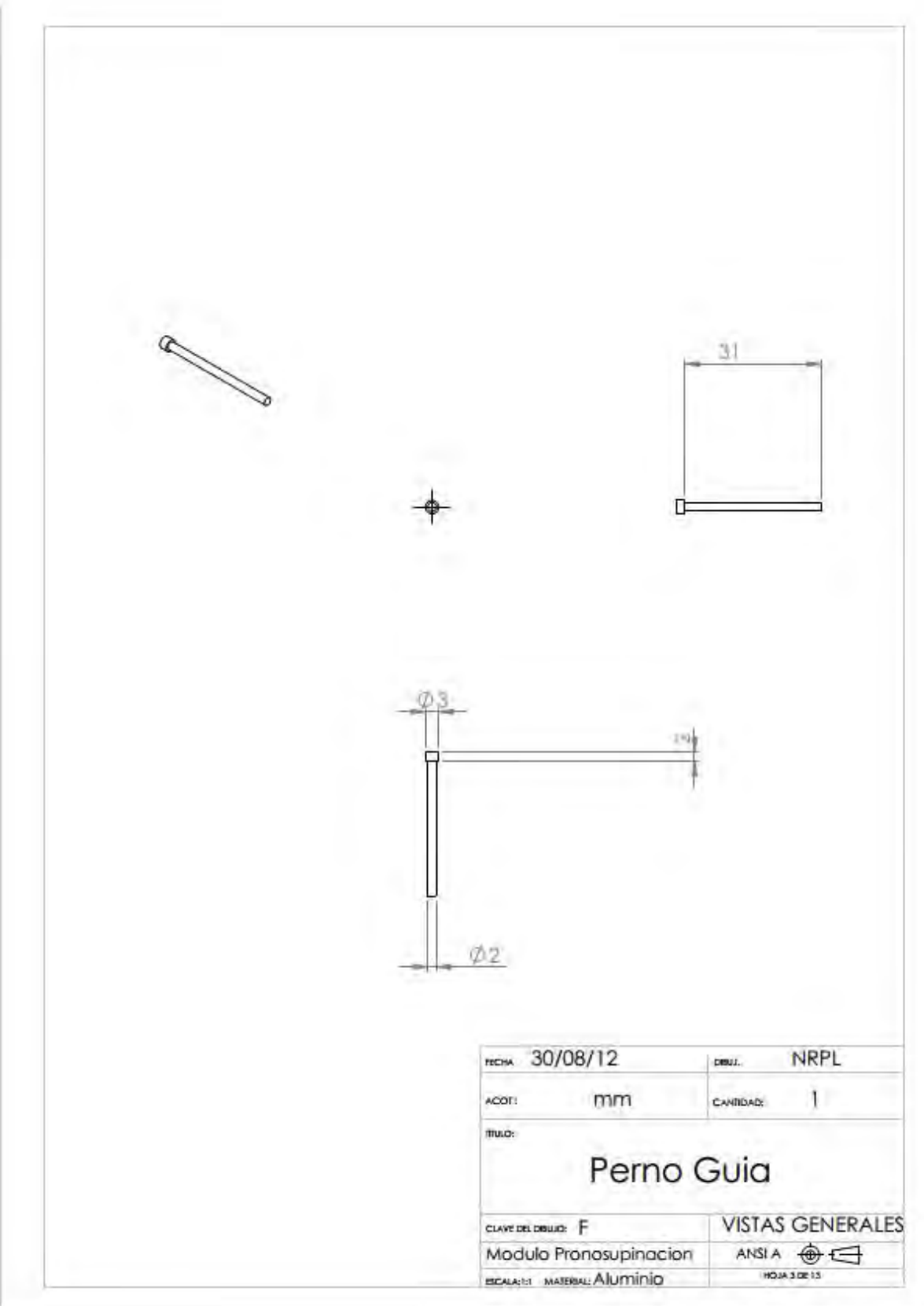
CLAVE	CANTIDAD	NOMBRE
A		LCD
B	1	Boton para de emergencia
C	1	Boton enter
D	1	Potenciometro para seleccion de rutina
E	1	Carcaza/Cubre polvo
F	1	Perno guia
G	1	Piñon
H	1	Arduino Uno
I	1	Sujecion A
J	1	Ortesis brazo
K	1	Sujecion B
L	1	Banda ajustable biceps
M	1	Banda ajustable antebrazo A
N	1	Banda ajustable antebrazo B
O	1	Base para mecanismo y circuiteria
P	1	Empuñadura
Q	1	Engrane herradura
R	1	Ortesis antebrazo
S	1	Motorreductor 3257cr-32-3

FECHA:	30/08/12	DESUJ:	NRPL
ACOT:	mm	CANTIDAD:	1
TITULO:	Despiece		
Modulo de Codo		ANSI A	
ESCALA:1:1	HOJA 1 DE 13		

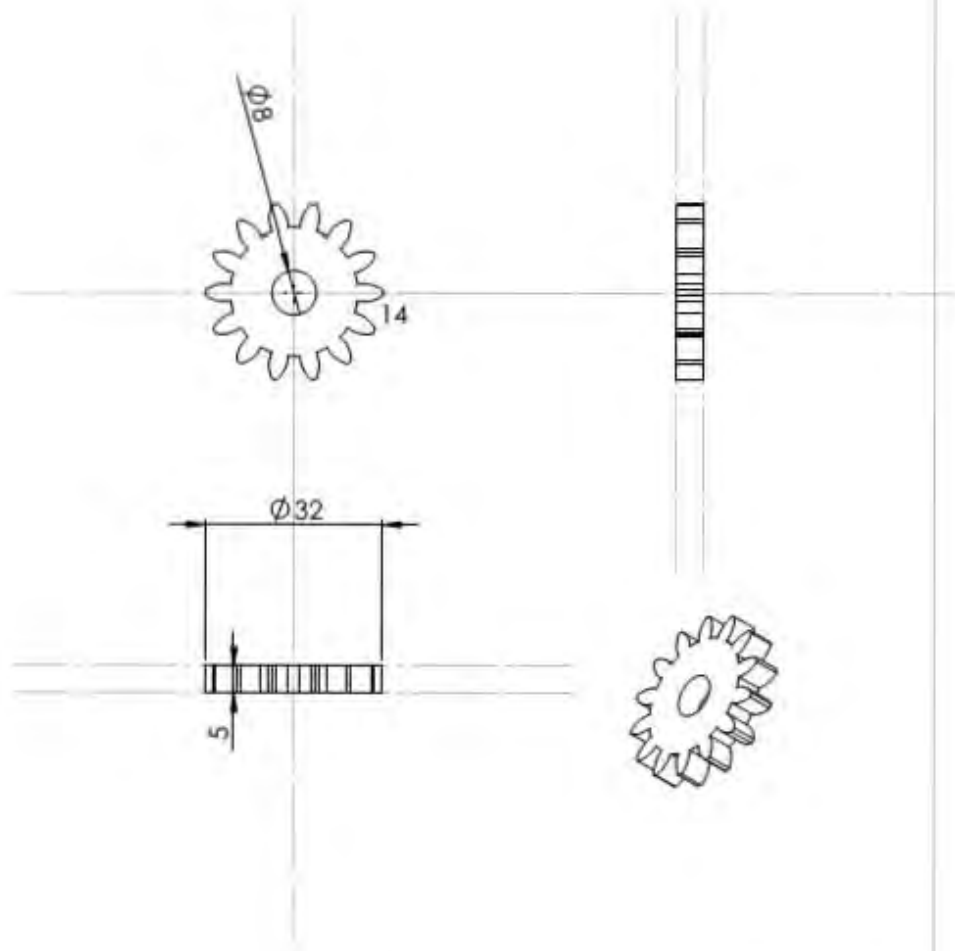
Estos planos requieren una posterior revisión.



Estos planos requieren una posterior revisión.



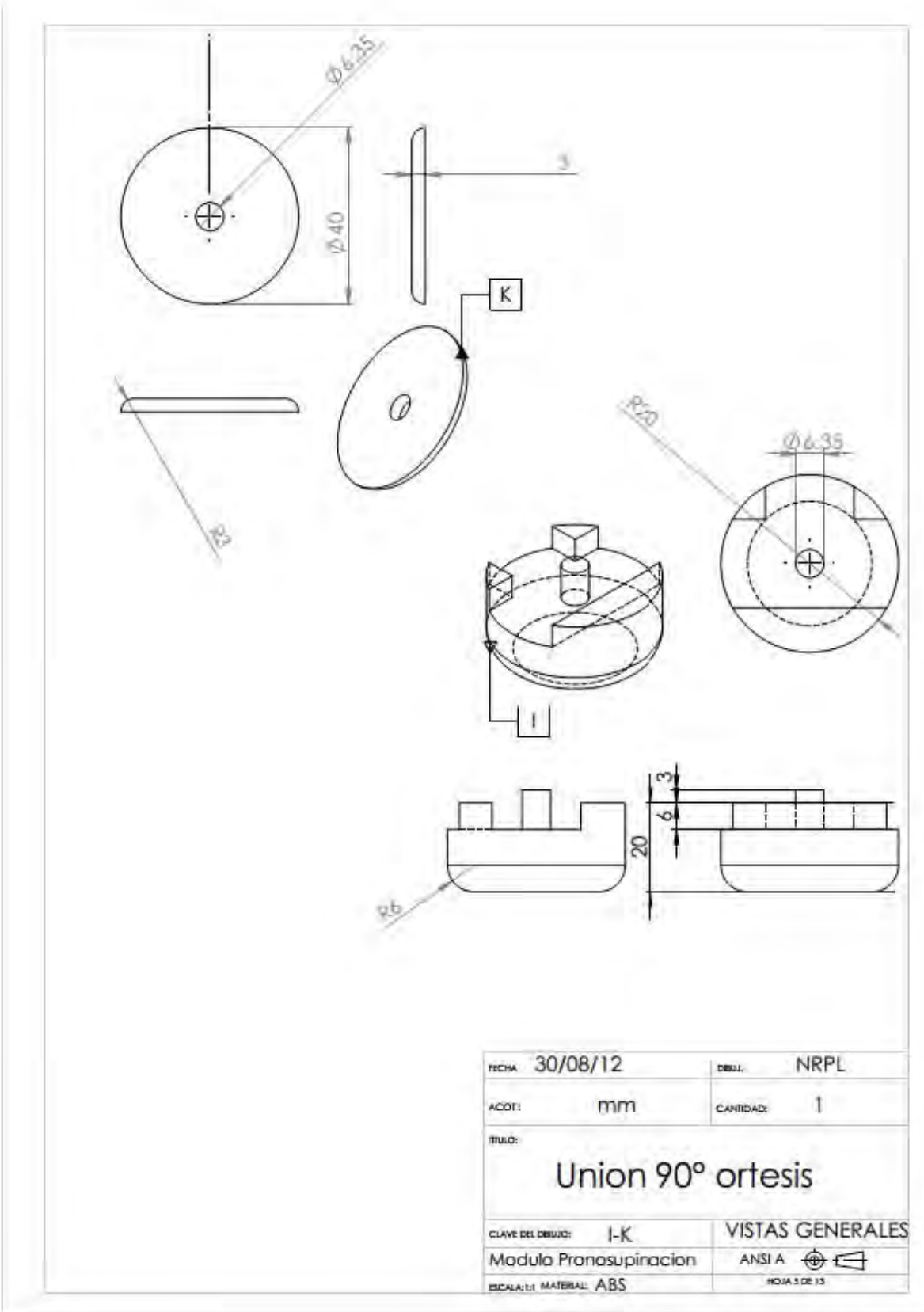
Estos planos requieren una posterior revisión.



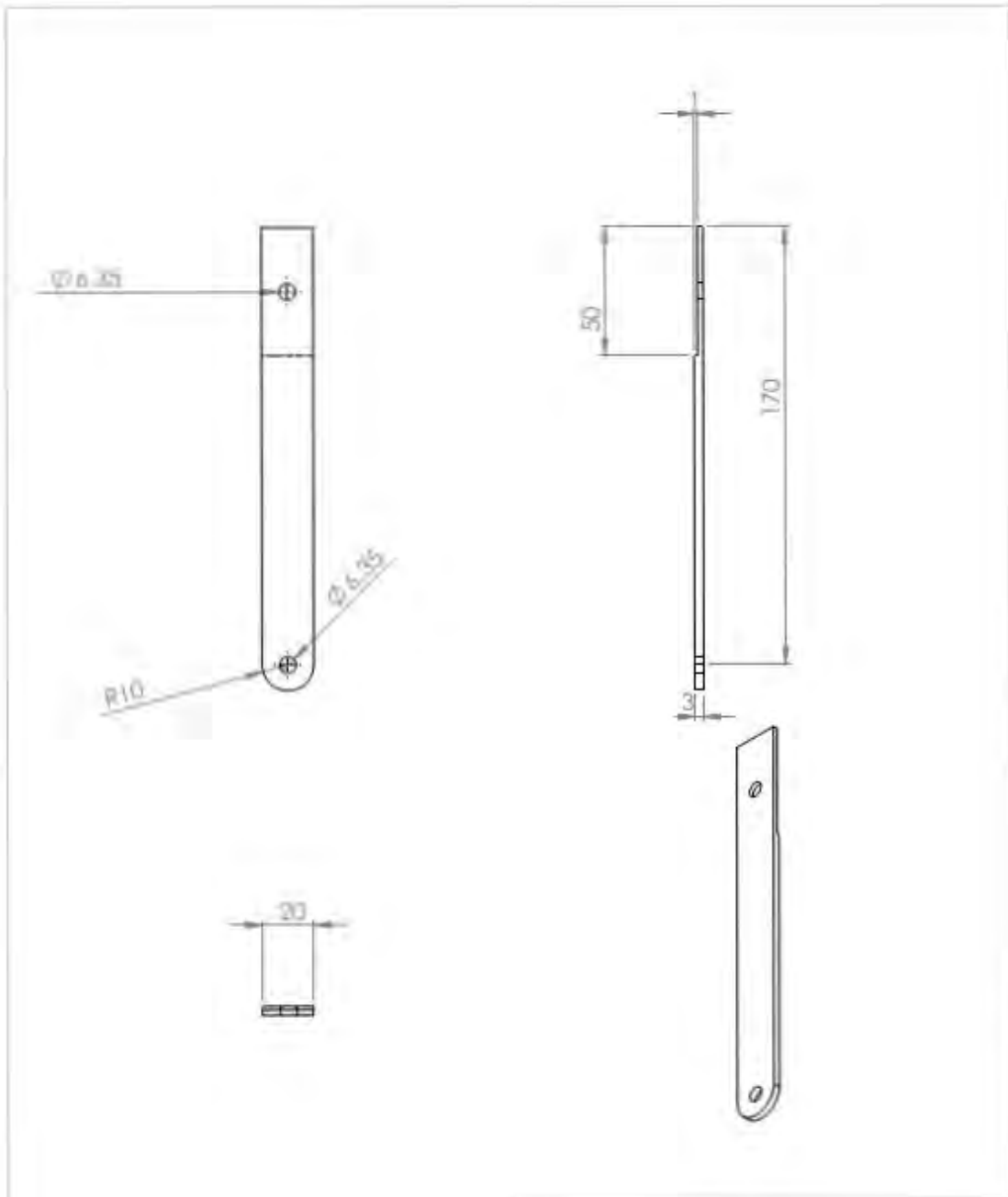
Módulo	2
Número de dientes	14
Diametro primitivo	28
Distancia entre centros	69
Altura del diente	9
Ángulo de presión	20

FECHA	30/08/12	DISEÑ	NRPL
ACÓF.	mm	CANTIDAD	1
ESTADO: Piñon			
CLAVE DEL DIBUJO	G	VISTAS GENERALES	
Modulo Pronosupinacion	ANSI A		
ESCALA: 1:1 MATERIAL: Nylon		HOJA 4 DE 13	

Estos planos requieren una posterior revisión.

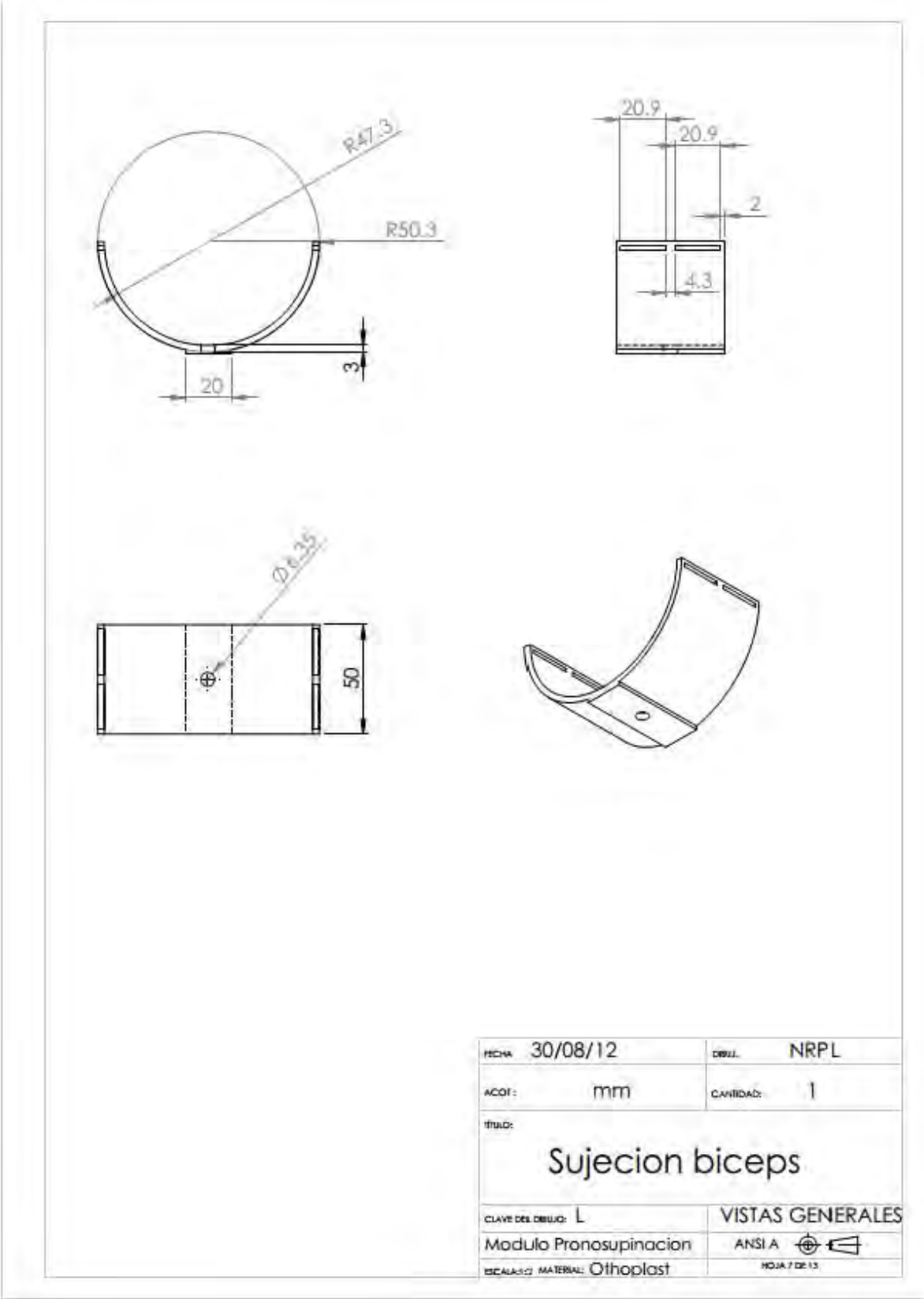


Estos planos requieren una posterior revisión.

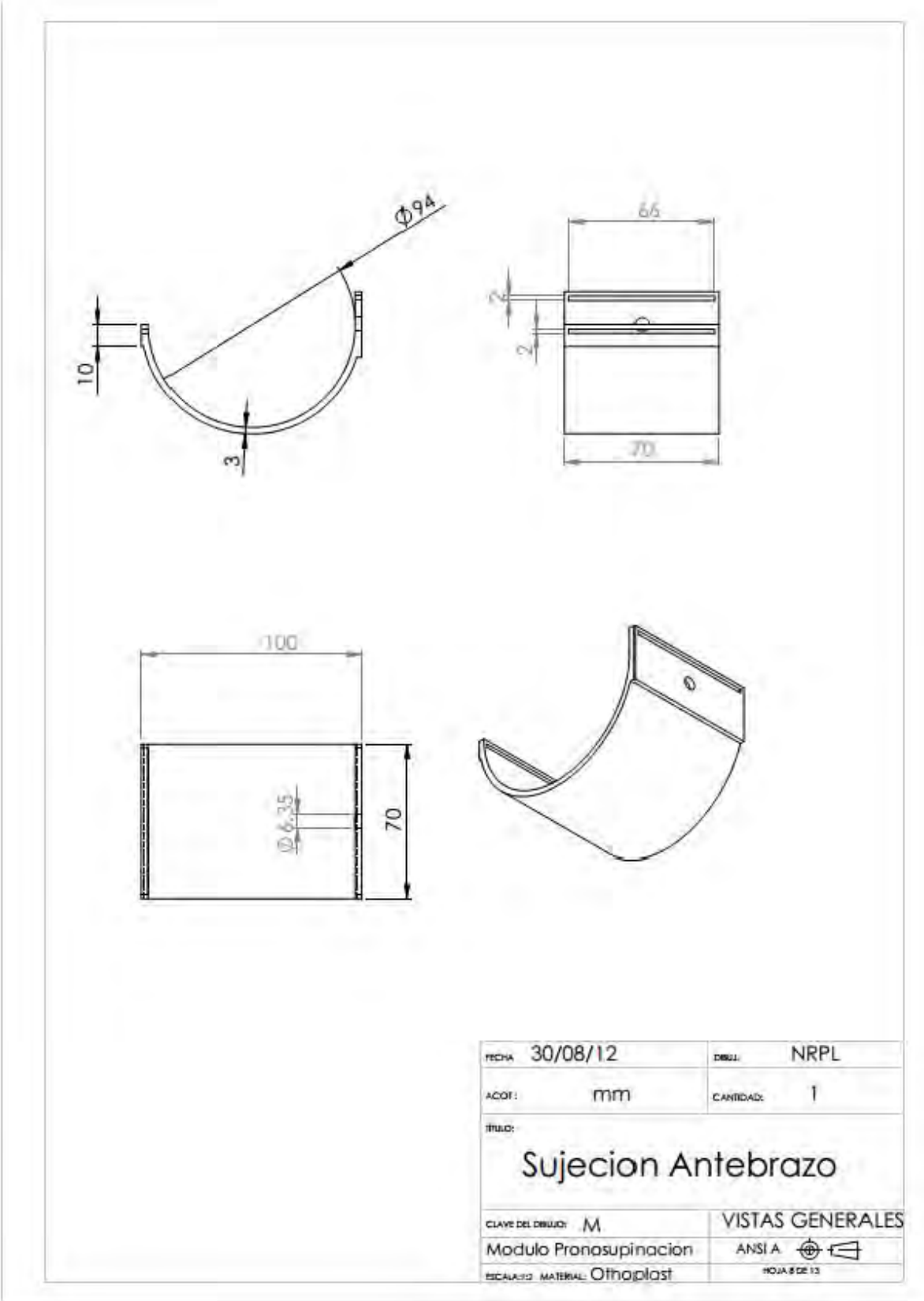


FECHA: 30/08/12	DESU: NRPL
ACÓD: mm	CANTIDAD: 1
Ortesis codo	
CLAVE DEL DIBUJO: J	VISTAS GENERALES
Modulo Pronosupinacion	ANSI A
ESCALA: MATERIAL: Aluminio	HOJA 4 DE 13

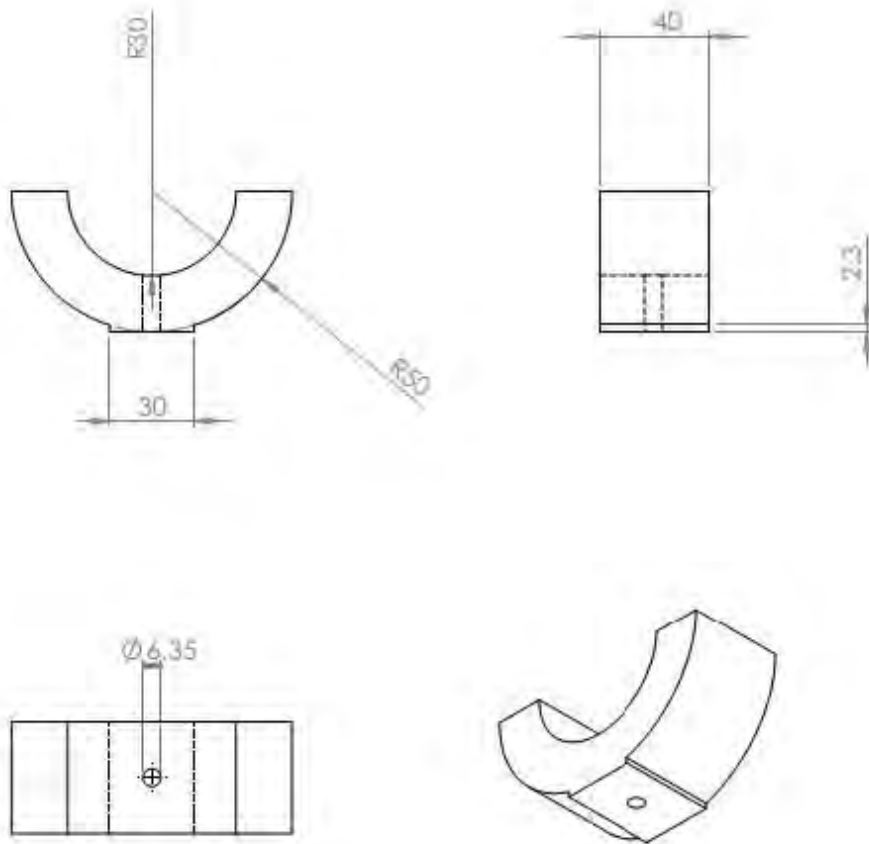
Estos planos requieren una posterior revisión.



Estos planos requieren una posterior revisión.

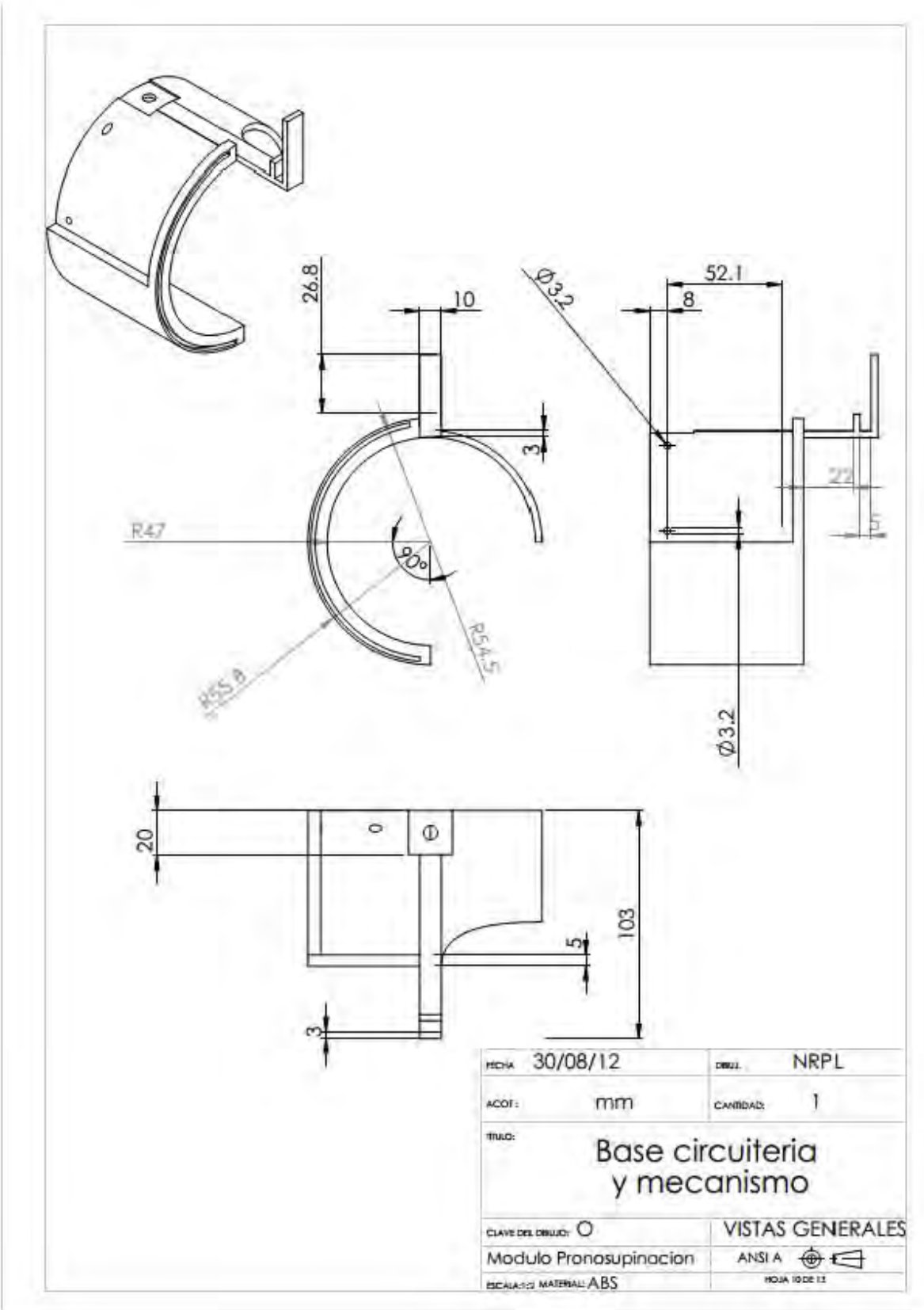


Estos planos requieren una posterior revisión.

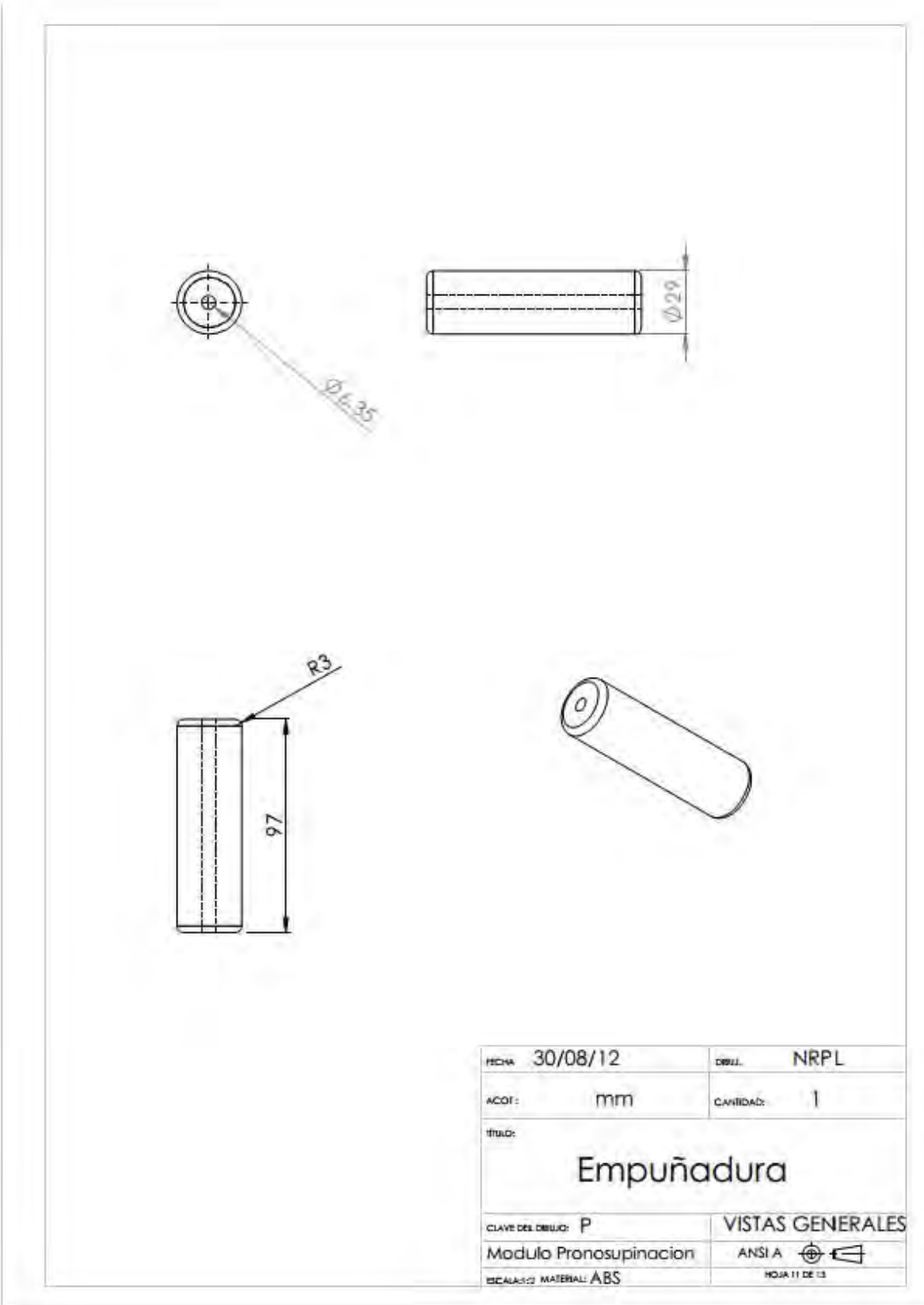


FECHA	30/08/12	DESUJ.	NRPL
ACOT.	mm	CANTIDAD:	1
TÍTULO:			
Sujecion muñeca			
CLAVE DEL DEBUJO:	N	VISTAS GENERALES	
Modulo Pronosupinacion		ANSI A	
ESCALA:1:2	MATERIAL: ABS	HOJA 7 DE 13	

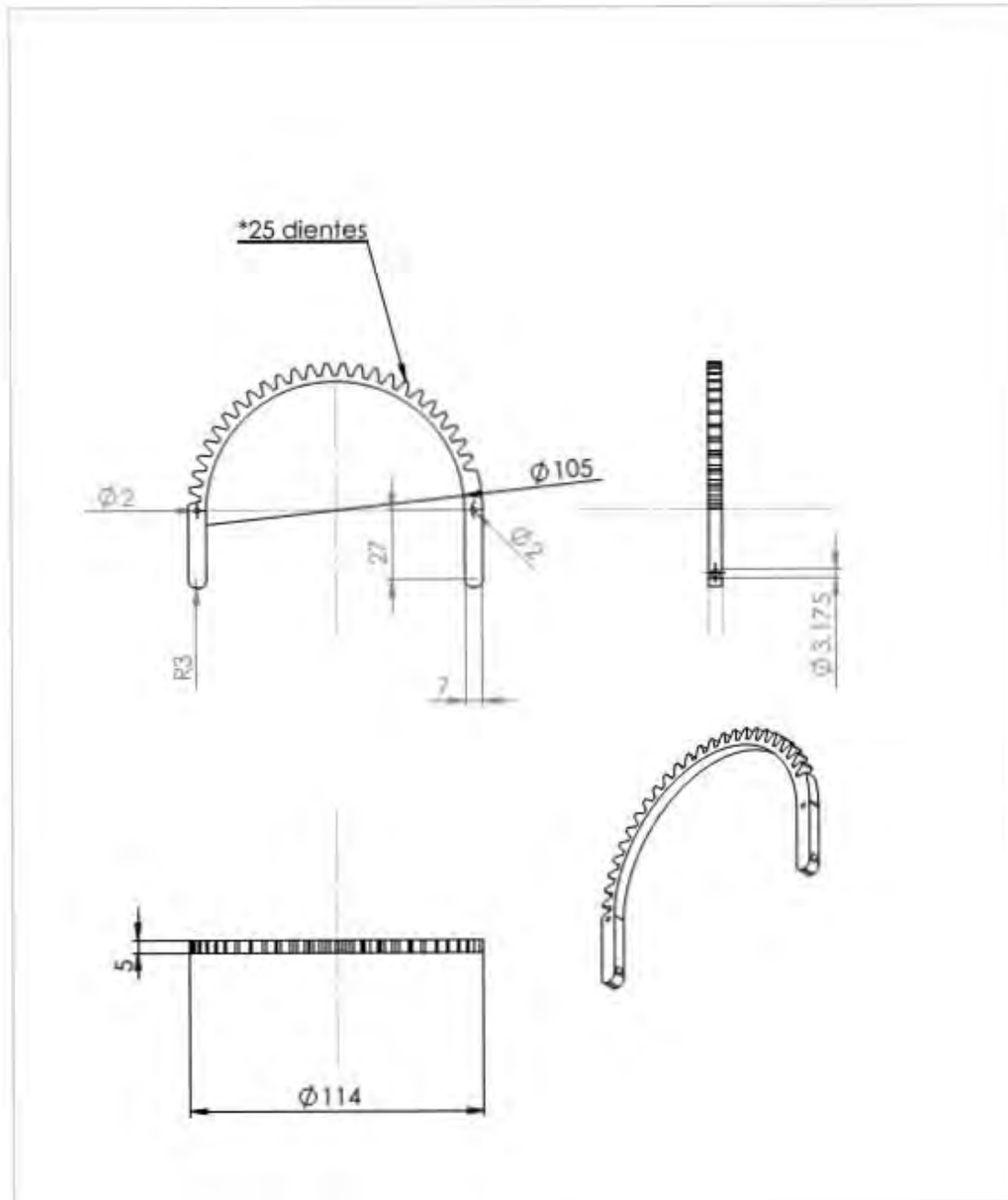
Estos planos requieren una posterior revisión.



Estos planos requieren una posterior revisión.

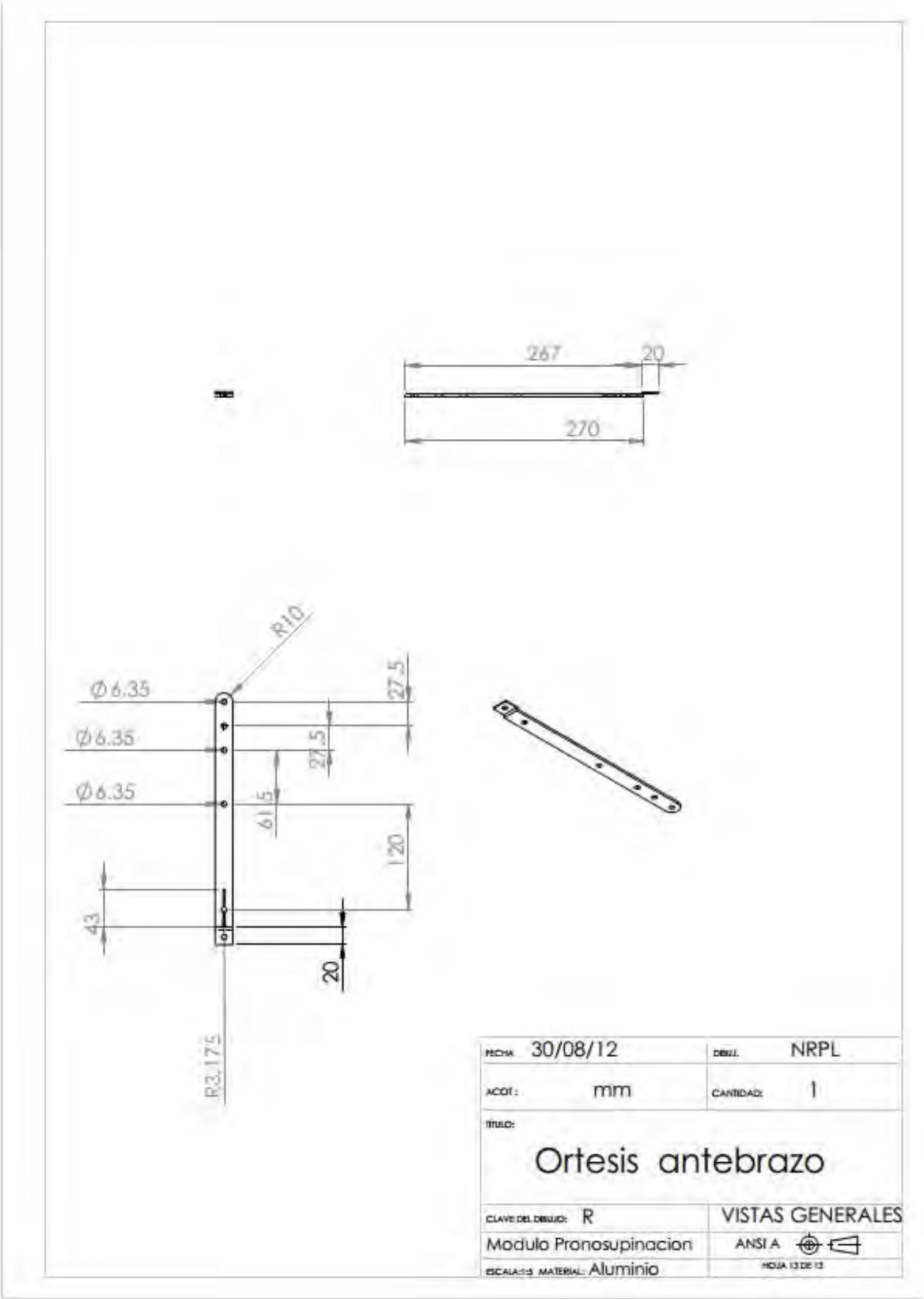


Estos planos requieren una posterior revisión.



<table border="1"> <tr> <td>FECHA</td> <td>30/08/12</td> <td>DRUJ.</td> <td>NRPL</td> </tr> <tr> <td>ACOF:</td> <td>mm</td> <td>CANTIDAD:</td> <td>1</td> </tr> </table>		FECHA	30/08/12	DRUJ.	NRPL	ACOF:	mm	CANTIDAD:	1													
FECHA	30/08/12	DRUJ.	NRPL																			
ACOF:	mm	CANTIDAD:	1																			
<table border="1"> <tr> <td>Módulo</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>*Número de dientes</td> <td>55</td> </tr> <tr> <td>Diametro primitivo</td> <td>110</td> </tr> <tr> <td>Distancia entre centros</td> <td>69</td> </tr> <tr> <td>Altura del diente</td> <td>9</td> </tr> <tr> <td>Angulo de presión</td> <td>20</td> </tr> </table>		Módulo	2	*Número de dientes	55	Diametro primitivo	110	Distancia entre centros	69	Altura del diente	9	Angulo de presión	20	<table border="1"> <tr> <td colspan="2"> TÍTULO: Engrane herradura </td> </tr> <tr> <td>CLAVE DEL DIBUJO: Q</td> <td>VISTAS GENERALES</td> </tr> <tr> <td>Modulo Pronosupinacion</td> <td>ANSI A </td> </tr> <tr> <td>ESCALA: MATERIAL: Nylon</td> <td>INDIA 12 DE 12</td> </tr> </table>	TÍTULO: Engrane herradura		CLAVE DEL DIBUJO: Q	VISTAS GENERALES	Modulo Pronosupinacion	ANSI A	ESCALA: MATERIAL: Nylon	INDIA 12 DE 12
Módulo	2																					
*Número de dientes	55																					
Diametro primitivo	110																					
Distancia entre centros	69																					
Altura del diente	9																					
Angulo de presión	20																					
TÍTULO: Engrane herradura																						
CLAVE DEL DIBUJO: Q	VISTAS GENERALES																					
Modulo Pronosupinacion	ANSI A																					
ESCALA: MATERIAL: Nylon	INDIA 12 DE 12																					

Estos planos requieren una posterior revisión.



Estos planos requieren una posterior revisión.

Motorreductor
3257 CR / 32 / 3
Faulhaber



Las ventajas:
Motorreductor para aplicaciones industriales,
Ideal para el funcionamiento en paro/marcha e
inversión del sentido de giro,
Tamaño reducido y par elevado.

► **Electrónica**
Nano DC 1Q 30/3
First 1Q 60/10
First DC 4Q 50/5
MCDC 3006

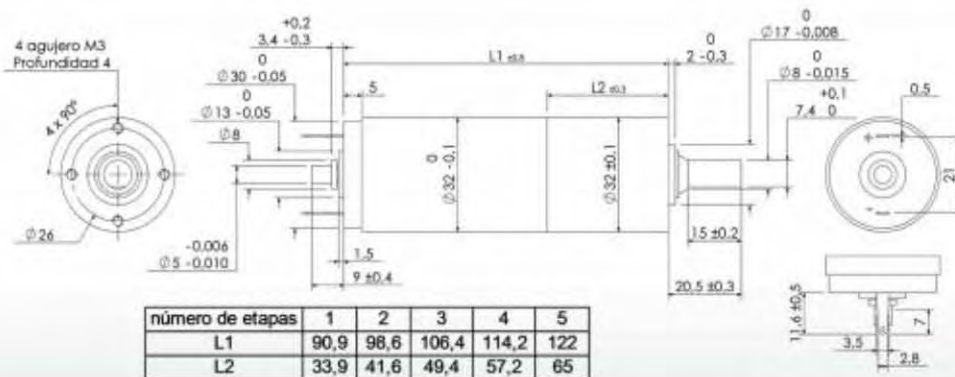
► **Fuentes de Alimentación**
PS-24/2L
SP-60-24
DR-60-24

0,23 Nm ▶ 7 Nm

cree usted su **solución**

Verdad	Relación de reducción	Número de etapas	Reducción	Velocidad en vacío en rpm	Velocidad en carga en rpm	Par en vacío en Nm	Carrera nominal absoluta en A
12V/3,71	3,7	1	0,88	1536	1335	0,23	3,9
12V/43	43	3	0,7	133	121	1,4	2,7
12V/134	134	4	0,6	43	39	4	2,9
12V/246	246	4	0,6	23	21	5,8	2,3
12V/592	592	5	0,55	9,6	9,2	7	1,4
12V/989	1526	4	0,55	3,7	3,7	7	0,69
24V/3,71	3,7	1	0,88	1590	1388	0,23	2,1
24V/43	43	3	0,7	137	126	1,4	2,6
24V/134	134	4	0,6	44	40	4	2,7
24V/246	246	4	0,6	24	22	5,8	2,2
24V/989	592	5	0,55	10	9,6	7	1,3

Material de los piñones	Acero
Carga axial máxima	200 N
Carga radial máxima	200 N
a una distancia de la brida de:	10 mm
Juego radial	0,015 mm
a una distancia de la brida de:	0,15 mm
Fuerza de inserción	250 N
Juego angular en vacío	1°
Temperatura ambiente mínima de funcionamiento	-20 °C
Temperatura ambiente máxima de funcionamiento	+125 °C
Peso	160 g



Tel. 934 227 033





C/Vilamari, 50 - 08015 Barcelona | Tel: +34 93 422 70 33 | Fax: +34 93 432 36 60 | contacto@elmeq.es

Elmeq SL, RM Barcelona, Tomo 33.339, Folio 108, Hoja B-221 177, Insc. 12, CIF/VAT: E58 62404512

Para :Sr. Nestor Perez

Fecha : 21/06/2012

Empresa :INSTITUTO DE INGENIERIA UNAM -

Fax :

De : Tina Torello

Page : 1 / 2

Oferta técnica/comercial

Nº oferta 514652

Apreciado Sr. Nestor Perez

Como continuacion a su amable peticion, nos complace someter a su consideracion la presente oferta.

Ref Elmeq	Descripción	Ctd	Precio Unitario	Plazo Estimado de Entrega	Entregas
	3257G012 + 32/3(989:1)	1	549,00	5-6 semanas aprox.	1 entrega
		5	492,00		
	3257G012CR + 32/3(256:1)	1	504,00	5-6 semanas aprox.	1 entrega
		5	453,00		

Transporte :60 €

Condiciones de pago : TA - TRANSF. ANTICIPADA CONTADO

Con el deseo de merecer su confianza y ofrecerles nuestro mejor servicio, reciban un cordial saludo.

Tina Torello
Elmeq SL



Planetary Gearheads

4,5 Nm

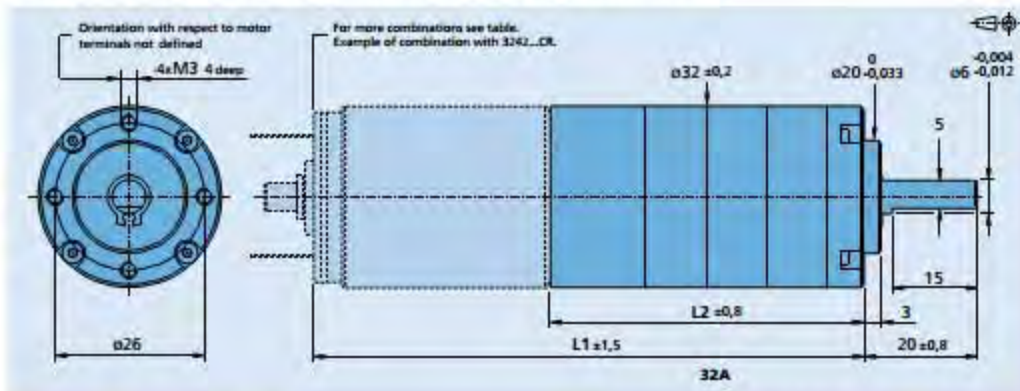
For combination with
DC-Micromotors
Brushless DC-Motors

Series 32A

	32A
Housing material	metal
Geartrain material	steel
Recommended max. input speed for: - continuous operation	3 000 rpm
Backlash, at no-load	≤ 2 °
Bearings on output shaft	ball bearings
Shaft load, max.:	
- radial (10 mm from mounting face)	≤ 100 N
- axial	≤ 30 N
Shaft press fit force, max.	≤ 120 N
Shaft play	
- radial (10 mm from mounting face)	≤ 0,1 mm
- axial	≤ 0,3 mm
Operating temperature range	- 25 ... + 80 °C

Specifications		1	2	3	4
Number of gear stages		1	2	3	4
Continuous torque	Nm	0,75	2,25	4,5	4,5
Intermittent torque	Nm	1	3	6	6
Weight without motor, ca.	g	150	195	240	290
Efficiency, max.	%	88	85	75	65
Direction of rotations, drive to output		=	=	=	=
Reduction ratio ^{††} (rounded)		4:1 7:1	14:1 19:1 25:1 29:1 46:1	68:1 93:1 124:1 169:1 236:1 308:1	344:1 626:1 1 140:1 2 076:1
L2 [mm] = length without motor		37,8	47,3	56,8	66,4
L1 [mm] = length with motor		79,8	89,3	98,8	108,4
2642W...CR		79,8	89,3	98,8	108,4
2642W...CXR		79,8	89,3	98,8	108,4
2657W...CR		94,8	104,3	113,8	123,4
2657W...CXR		94,8	104,3	113,8	123,4
3242G...CR		79,8	89,3	98,8	108,4
3257G...CR		94,8	104,3	113,8	123,4
3272G...CR		109,8	119,3	128,8	138,4
3242G...BX4		82,0	91,5	101,0	110,6
3268G...BX4		108,0	117,5	127,0	136,6

^{††} The reduction ratios are rounded, the exact values are available on request or at www.faulhaber.com.



For notes on technical data and lifetime performance refer to "Technical Information".
Edition 2012 - 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Specifications subject to change without notice.
www.faulhaber.com

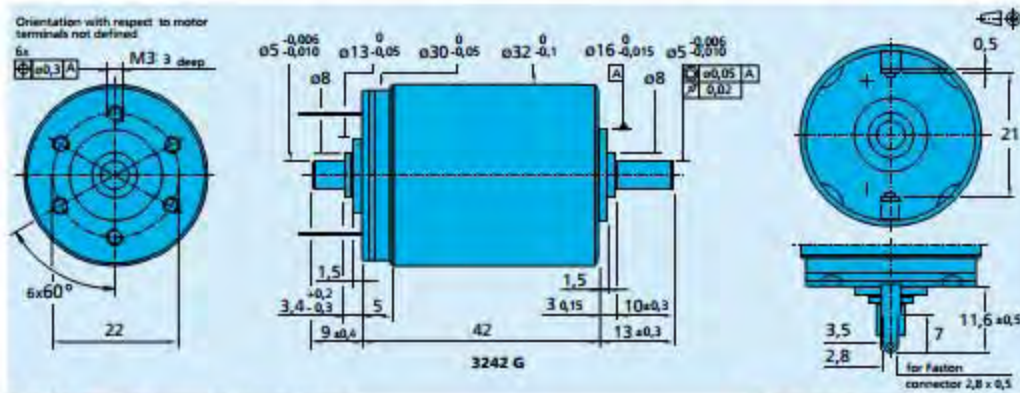
DC-Micromotors
Graphite Commutation

35 mNm

For combination with (overview on page 14+15)
Gearheads:
32/3, 38/1, 38/2
Encoders:
IE2 = 16 ... 512, 5500, 5540

Series 3242 ... CR

	3242 G	012 CR	024 CR	048 CR	
1 Nominal voltage	U _n	12	24	48	Volt
2 Terminal resistance	R	1,27	5,00	19,70	Ω
3 Output power	P _{2 max}	24,7	26,3	27,3	W
4 Efficiency	η _{max}	72	73	73	%
5 No-load speed	n ₀	5 200	5 300	5 400	rpm
6 No-load current (with shaft ø 5,0 mm)	I ₀	0,234	0,117	0,058	A
7 Stall torque	M _s	181	189	193	mNm
8 Friction torque	M _f	4,8	4,8	4,8	mNm
9 Speed constant	k _n	464	231	116	rpm/V
10 Back-EMF constant	k _e	2,15	4,33	8,58	mV/rpm
11 Torque constant	k _t	20,6	41,3	82,0	mNm/A
12 Current constant	k _i	0,049	0,024	0,012	A/mNm
13 Slope of n=M curve	Δn/ΔM	28,7	28,0	28,0	rpm/mNm
14 Rotor inductance	L	135	540	2 200	μH
15 Mechanical time constant	T _m	7,5	7,5	7,5	ms
16 Rotor inertia	J	25	26	26	gcm ²
17 Angular acceleration	α _{max}	73	74	75	·10 ⁴ rad/s ²
18 Thermal resistance	R _{th1} / R _{th2}	2,5 / 9			K/W
19 Thermal time constant	τ _{th1} / τ _{th2}	17 / 660			s
20 Operating temperature range:					
- motor		- 30 ... + 125			°C
- rotor, max. permissible		+ 155			°C
21 Shaft bearings		ball bearings, preloaded			
22 Shaft load max.:					
- with shaft diameter		5,0			mm
- radial at 3 000 rpm (3 mm from bearing)		50			N
- axial at 3 000 rpm		5			N
- axial at standstill		50			N
23 Shaft play:					
- radial	s	0,015			mm
- axial	w	0			mm
24 Housing material		steel, black coated			
25 Weight		175			g
26 Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face			
Recommended values - mathematically independent of each other					
27 Speed up to	n _{max}	5 000	5 000	5 000	rpm
28 Torque up to	M _{max}	35	35	35	mNm
29 Current up to (thermal limits)	I _{max}	2,40	1,20	0,60	A



For details on technical information and lifetime performance refer to pages 26-32.
Edition: 09/08-2008

For options on DC-Micromotors refer to page 62.
Specifications subject to change without notice.
www.faulhaber.com



C/Vilamari, 50 - 08015 Barcelona | Tel: +34 93 422 70 33 | Fax: +34 93 432 36 60 | contacto@elmeq.es

Elmeq SL, RM Barcelona, Tomo 33.339, Folio 108, Hoja B-221 177, Insc. 12, CIF/VAT: E58 62404512

Para :Sr. Nestor Perez

Fecha : 25/06/2012

Empresa :INSTITUTO DE INGENIERIA UNAM -

Fax :

De : Tina Torello

Page : 1 / 2

Oferta técnica/comercial

Nº oferta 514671

Apreciado Sr. Nestor Perez

Como continuacion a su amable peticion, nos complace someter a su consideracion la presente oferta.

Ref Elmeq	Descripción	Ctd	Precio Unitario	Plazo Estimado de Entrega	Entregas
	3242G012CR + 32A(1140:1)	1	472,00	5-6 semana saprox.	1 entrega
		5	423,00		
1-7587	1.61.050.449	1	145,00	5-6 semanas aprox.	1 entrega
		5	137,00		

Transporte :60 €

Condiciones de pago : TA - TRANSF. ANTICIPADA CONTADO

Con el deseo de merecer su confianza y ofrecerles nuestro mejor servicio, reciban un cordial saludo.

Tina Torello
Elmeq SL



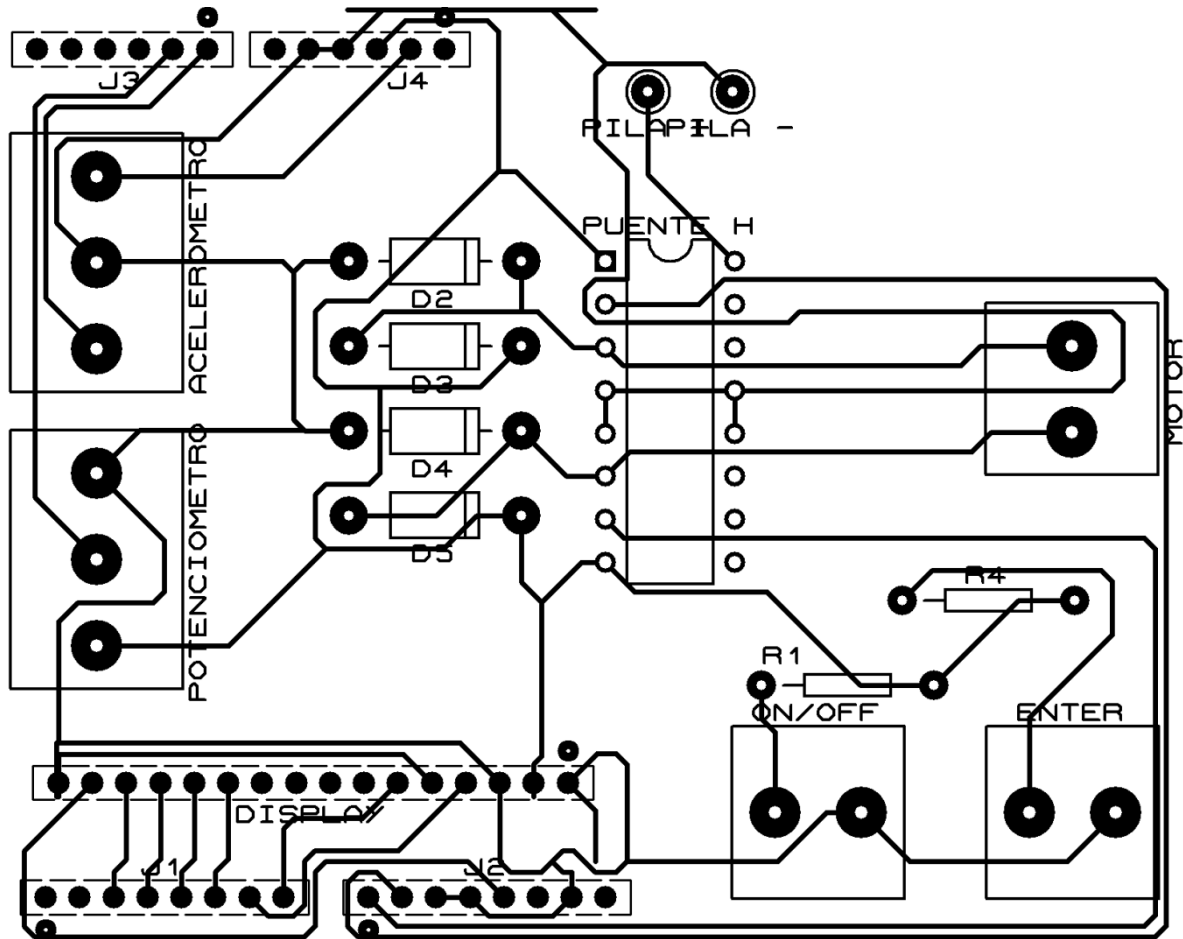


Diagrama pistas PCB