FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y URBANISMO

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

DISEÑO DE UN MECANISMO AUTOMATIZADO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES INFERIORES DE PERSONAS DISCAPACITADAS EN LA CLÍNICA SAN JUAN DE DIOS

PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE BACHILLER EN INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA

Autor(a):

Taica Cespedes Segundo Orlando

Villena Carhuallanqui José Manuel

Asesor(a):

Mg. Ing. Carlos Alexis Alvarado Silva

Línea de Investigación:

Infraestructura, Tecnología y Medio Ambiente

Pimentel – Perú

2020

DISEÑO DE UN MECANISMO AUTOMATIZADO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES INFERIORES DE PERSONAS DISCAPACITADAS EN LA CLÍNICA SAN JUAN DE DIOS

Aprobación del proyecto:

Mg. Ing. Silvia Yvone Gastiaburú Morales

Presidenta del Jurado

Mg. Ing. Juan Carlos Vives Garnique

Secretario del Jurado

Mg. Ing. Carlos Alexis Alvarado Silva

Vocal del Jurado

DEDICATORIAS

A Dios, por permitirme llegar a esta etapa tan especial para mí y mi familia. A los triunfos y tropiezos que me permitieron valorar cada día más el estar vivo. A mi madre y padre en especial que siempre me acompañan en cada una de las etapas de mi vida. A mis hermanos que siempre están para apoyarme cuando los necesito y por culminar a mi asesor que siempre nos brindaron el conocimiento necesario para hacer las cosas bien y por último a todos mis profesores que tuve el grato placer de conocer en el camino de mi formación profesional.

segundo orlando Taica cespedes

Está etapa de mi vida que dieron el fruto esperado se le dedico en primer lugar a Dios, a mis hermanas por el apoyo incondicional y mis padres que siempre están guiando mis pasos. A mis abuelos por el apoyo que nos brindan siempre, asesores y profesores.

José Manuel Villena carhuallanqui

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar queremos dar gracias a Dios por permitirnos llegar a este etapa de nuestras vida en la que cumplimos uno de muestras metas que es el de culminar esta tesina para optar el grado de bachiller en ingeniería mecánica eléctrica y ser el orgullo de nuestra familia, no fue fácil pero se pudo culminar satisfactoriamente, hubieron muchos sacrificios en el camino al hacer esta trabajo de investigación tuvimos el apoyo de nuestro padres y principal del nuestro asesor el Ing. Carlos Alvarado que nos supo apoyar cuando lo necesitábamos y a todos mis profesores que estuvieron ahí para apoyarnos y aclararnos cualquier duda que teníamos.

RESUMEN

La rehabilitación en las extremidades inferiores hoy en día es un problema que aqueja a la mayoría que lo sufre por diferentes causas ya sea un accidente o por deporte, las dificultades que se les presenta por el motivo de su recuperación es mayormente el tiempo y la disponibilidad de la clínica para su control de masajes y ejercitamiento de piernas para su terapia. La rehabilitación es primordial diariamente para avanzar su pronta recuperación, pero las dificultades ya sea el tiempo o la disponibilidad del personal dificulta la pronta recuperación de las personas que sufren esta molestia. Por esta razón la ingeniería debe proponer y ayudar de acuerdo a su rama de ingeniería el apoyo, al déficit de este problema que genera una molestia a los pacientes que sufren por esta discapacidad.

El presente trabajo tiene como objetivo el diseño de un mecanismo para la rehabilitación de personas cuya función principal es la de realizar movimientos fisiológicos de las piernas. Para lograr este objetivo se realizarán dos movimientos tanto de flexión como de extensión que ayudará a ejercitar las piernas del paciente. El rehabilitador está diseñado mecánicamente centrándose únicamente en el movimiento de las piernas y su vez tener una mejor facilidad de movimiento de flexión en las rodillas y así generando la rehabilitación adecuada para una mejor recuperación del paciente.

Como resultado de este trabajo se obtendrá el diseño, ensamblaje y fabricación de la máquina para la rehabilitación de personas discapacitadas obtenida de acuerdo a propuestas con distintas formas de diseño y dando la mejor propuesta de diseño para poder ejecutar el proyecto.

PALABRAS CLAVES: Diseño, Rehabilitación, Déficit, Flexión, Fisiológicos.

ASTRACT

Rehabilitation in the lower extremities today is a problem that afflicts the majority that suffers from it due to different causes, be it an accident or sport, the difficulties that are presented to them for the reason of their recovery are mostly time and availability. from the clinic to control massage and exercise legs for therapy. Their rehabilitation is essential daily to advance their speedy recovery, but the difficulties whether time or staff availability makes it difficult for the speedy recovery of people suffering from this discomfort. For this reason the engineering must propose and help according to its branch of engineering support, to the deficit of this problem that generates a nuisance to patients suffering from this disability.

The design of a mechanism for the rehabilitation of people is shown, the main function of this mechanism for the rehabilitation of disabled people is to perform physiological movements of the legs. To achieve this goal, both flexion and extension movements will be performed that will help to exercise the patient's legs.

The rehabilitator is mechanically designed to act only on the movement of the legs and have a better ease of movement and flexion in the knees and thus generate adequate rehabilitation for a better recovery of the patient.

As a result of this work, the design, assembly and manufacture of the machine for the rehabilitation of disabled people obtained according to proposals with different forms of design and giving the best design proposal to execute the project will be obtained.

KEYWORDS: Design, Rehabilitation, Deficit, Flexion, Physiological.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN……..……7

1.1 Realidad problemática……..…….….9

1.1.1Antecedentes de estudio……..……....…10

1.2 Teoría del tema ……..……..12

1.2.1 Anatomía de la pierna……...…12

1.2.2 Estructura ósea de la pierna……..……13

1.2.3 Articulaciones de la pierna humana……..……15

1.2.4 La cadera……...15

1.2.5 Rango de movimiento de la pierna…….…..16

1.2.6 La rodilla……...…17

1.2.7 Movimiento rango de la rodilla……..…..….19

1.2.8 Lesiones de la pierna…….……20

1.2.9 Técnicas para la rehabilitación de la pierna…….….22

1.2.10 Equipos de rehabilitacion……..24

1.2.11 Normas técnicas de diseño…….26

1.2.12 Calculo de diseño……...25

1.2.12.1 Análisis esfuerzo y carga……...28

1.2.12.2 Tensión y comprensión…….….28

1.2.12.3 Propiedades de eje……..…...29

1.2.12.4 Calculo de esfuerzo de ejes……..…….29

1.2.12.5 Calculo de peso teórico para tubos……30

1.2.12.6 Actuadores lineal…….…..…30

1.2.12.7 Automatización…….…….31

1.2.12.8 Software para el diseño……...… 29

1.2.12.9 Soliwords simulación de esfuerzos…….…..…32

1.3 Formulación del problema……...…34

1.4 Justificación e importancia del estudio……....…34

1.4.1 Justificación social……...….34

1.4.2 Justificación económica……..…..…34

1.4.3 Justificación tecnológica……..….…34

1.5 Hipótesis…….…….….34

1.6 Objetivos…….…..34

1.6.1 Objetivos generales…….……..35
1.6.2 Objetivos específicos……....35

II. MATERIAL Y METODOS
2.1 Tipo y diseño de investigación…….. 37
2.2 Población y muestra…….37
2.3 Variable y operacionalización…….....37
2.3.1 Variable de entrada……...…37
2.3.2 Variable de salida…….38
2.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiablidad…….…..39
2.4.1 Técnicas de observación ……...……...39
2.4.2 Instrumento de recolección de datos……..…...40
2.4.3 Validez……..…40
2.4.4 Confiabilidad……....40
2.5 Procedimiento de análisis de datos……..…….40
2.6 Etapas del diseño……..41
2.7 Criterios éticos……..……..…..42

III. RESULTADOS
3.1 Resultados de tablas……..44
3.1.1 Diseño conceptual……...…..…44
3.1.2 Matriz morfológica de conceptos de solución……..…... 44
3.1.3 Resultados obtenidos……..…..……45
3.1.4 Diseño conceptual……...…….……....48
3.1.5 Análisis estático ……..……..….…50
3.1.6 Simulaciones de cargas…….….…..50
3.1.7 Programación de Arduino……..…….….55
3.1.8 Circuito de programación……..……...…..56
3.1.9 Evaluación económica completa…….……....56
3.2 Discusión de resultados……...……....60

IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES
4.1 REFERENCIAS…….….67
4.2 ANEXOS……...….68

CAPÍTULO I
INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

Las personas con discapacidad constituyen una de las poblaciones más vulnerables hoy en día, la mayoría de terapias de rehabilitación son ejecutadas por fisioterapeutas quienes tienen dificultades para determinar la fuerza real aplicada sobre la rodilla, el ángulo real recorrido durante los ejercicios y que son afectados por la fatiga a lo largo del día. Sin embargo, hoy en día existen sistemas y equipos que asisten a los especialistas en el entorno de la medicina de rehabilitación a realizar intervenciones más confiables, registrando datos y promoviendo así la pronta recuperación del paciente.

Se propone el diseño del sistema mecánico de un equipo para la rehabilitación de persona discapacitadas, el cual permita presentar los movimientos de flexión y extensión en las piernas y que posibilitan la marcha y la capacidad de balance respectivamente en la pierna.

Este rehabilitador también debe permitir la ejecución de trabajos activos, por lo tanto, debe generar las cargas resistentes a las cuales está sometida la articulación durante la marcha normal de la pierna. Como característica particular, el diseño se encuentra enfocado al movimiento de las piernas, a las características físicas de una muestra de la población peruana y orientado con facilidad a las condiciones actuales con las que se cuenta en los centros de salud del Perú.

1.1 Realidad problemática

La discapacidad se define como "Cualquier limitación de actividad o trastorno físico que afecta la condición. Las personas con discapacidad física son discapacitadas en diversos grados, ya sea temporalmente o durante un largo período de tiempo.

En la rehabilitación se busca obtener una buena interacción de los músculos con los huesos son ejercicios repetidos de flexión-extensión de la rodilla, se produce una mejora en la interacción de los músculos. Tratamiento de los pacientes con lesiones en las extremidades inferiores generalmente se ajusta a una cronología: una lucha contra los trastornos tróficos y algicos (dolores); rehabilitación articular; rehabilitación muscular; recuperación propioceptiva y funcional. (Documentación Medica, 2015)

La rehabilitación propioceptiva se aborda de acuerdo con el estado del paciente cuando los trastornos somatomorfo e inflamatorios retroceden, cuando se adquiere la consolidación ósea, cuando la estabilidad articular, la movilidad articular y la fuerza muscular son suficientes. Esta rehabilitación propioceptiva aparece tarde en el momento en que los pacientes vuelven a estar a cargo, recuperan su autonomía funcional. (Franco & Zuluaga, 2016)

Es necesario la ayuda de un colaborador para realizar la rehabilitación articular y rehabilitación muscular de las partes inferiores y para una pronta mejoría es necesario ser consecuentes cosa que no tendrá el colaborador para ello en el siguiente proyecto se propone el diseño de una máquina rehabilitadora que suplante al colaborador para así obtener un tiempo más prolongado en la rehabilitación. (Vergara, C 2017)

La máquina de rehabilitación para personas discapacitadas de las extremidades inferiores va a beneficiar a las personas que tienen el problema en el movimiento de las extremidades inferiores por distintas causas como el deporte, accidente, o por terceros; tardan en su recuperación por motivos que no toman interés y a la vez por la falta de instrumentos o máquinas que asemejen los movimientos realizados por los terapeutas que les faciliten la recuperación para el movimiento de las extremidades.

Con la visita de la clínica San Juan de Dios se pudo verificar la problemática que abarca la falta de máquinas de rehabilitación por diversos factores falta de

conocimiento del tema y de presupuesto este a su vez la falta de compromiso a los pacientes para su pronta recuperación al no tener hoy en día la facilidades de máquina que ahorraría el tiempo y la pronta recuperación del paciente, es por esto por la falta de máquinas que generen la recuperación de personas con discapacidades ejecutaremos una máquina que les facilite los ejercicios prácticos que se hacen para su rehabilitación.

En ese sentido, la presente investigación busca diseñar un prototipo de mecanismo de rehabilitación adecuada para el fortalecimiento mediante ejercicios repetitivos en pacientes con discapacidad en extremidades inferiores de la clínica San Juan de Dios.

1.1.1 Antecedentes de estudio

En el trabajo de Lee, S. et al., (2016) se hizo el diseño y construcción de un equipo que realiza el proceso inicial para rehabilitar una rodilla lesionada. Al referirnos al proceso inicial – o primera fase de rehabilitación – hablamos de los primeros ejercicios que recibe un paciente al que por motivos de su lesión le fue inmovilizada la rodilla. Este trabajo trata de la problemática concerniente a las lesiones en las rodillas, su anatomía y los métodos de tratamiento seguidos para su rehabilitación y cómo se introdujeron en la elaboración de esta máquina. Posteriormente, resume el proceso seguido para el desarrollo de un nuevo equipo para rehabilitación. Se presenta el equipo desarrollado y se describen pruebas realizadas con usuarios, con la construcción de este aparato, se obtuvo un aprendizaje efectivo sobre las metodologías de diseño y las que se enfocan al cliente, distinguiendo al centro médico como el cliente y a los usuarios, el especialista (terapeuta, médico) y el paciente, cada uno con necesidades diferentes.

Franco, R. & Zuluaga, R (2016) en el siguiente trabajo de investigación se realizó un sistema de transacción para un equipo de rehabilitación de víctima de minas antipersonales (MPA), el cual trata de interrelacionarse con el videojuego de carreras de automóviles en el cual genera en las extremidades inferiores y poder ejecutar su terapia conjuntamente jugando. La velocidad de pedaleo mínima y analizar la fuerza y velocidad de acuerdo al sistema permitente del terapeuta. En ejecución de la terapia se utiliza una bicicleta estática anclada al suelo, donde tendrá sensores para medir la velocidad e pedaleo y pulsadores de mando para interactuar con el videojuego. Para saber las características de sensores isieron una encuesta a aproximada de 20

fisioterapeutas para estimar las características de los sensores y también generar la seguridad y potencial en el sistema. El 80% y 90% de los fisioterapeutas aprobaron y valoraron las características a un buen nivel.

Asimismo, al menos el 85% de ellos están de acuerdo con nueve beneficios potenciales para personas víctimas de minas antipersonales, por lo tanto, se planteó desarrollar para apoyar a las terapias de rehabilitación de personas con prótesis en esta causa.

Vergara, J. & Segnini, M (2015) Se presentó el diseño de un mecanismo pasivo continuo para la auto rehabilitación de rodilla. El mecanismo de rehabilitación es totalmente manual por el paciente de tal manera que pueda controlar directamente la fuerza hasta donde pueda soportar el dolor por él habiendo el movimiento de extensión y flexión de la rodilla adecuadamente a su criterio. El dispositivo contiene un mecanismo de manivela, biela, corredera que transforma la entrada motriz de desplazamiento angular en lineal que se ajusta varias etapas de rehabilitación especificadas de acuerdo con fisioterapeutas consultados y que varía desde 170º hasta 90º medido entre el muslo y la pierna. Los resultados que se obtuvieron utilizando los programas CAD-CAE muestran que la absorción de carga sobre la posición crítica del mecanismo estudiado genera una deformación máxima menor a 0.03%, un esfuerzo máximo de 17.7 MPa, con desplazamientos menores a 0.17 mm y, por tanto, no existe peligro de fallo en el mecanismo que se presenta

En Vergara, C (2017) Para su desarrollo se empleó la metodología clásica de diseño, se definieron 4 diseños conceptuales, se realizó la síntesis dimensional de los mecanismos en cada uno de ellos, se analizaron los resultados y se realizó la síntesis óptima al diseño conceptual seleccionado, pasando previamente por una etapa de rediseño, con el cual se logró obtener un mecanismo de 6 barras de un grado de libertad. Con el mecanismo optimizado se procedió al desarrollo del diseño de detalle. Para el diseño de detalle se utilizó software CAD, en el cual se diseñaron todas las piezas del dispositivo, se realizó el ensamble del dispositivo y se simuló el movimiento del mismo, con la finalidad de verificar que cumpliera con las especificaciones de diseño, adicionalmente se realizó un análisis de elementos finitos para el aluminio y el acero, los cuales fueron los materiales propuestos dentro del diseño. Los resultados mediante la simulación del ensamble y movimiento del diseño permitieron verificar el

correcto funcionamiento y no se encontraron interferencias entre los eslabones del mecanismo, o entre los componentes del dispositivo y el análisis de elementos finitos permitió verificar la resistencia de los materiales propuestos.

1.2 Teoría relacionada al tema

1.2.1 Anatomía de la pierna

La pierna es el tercer segmento del miembro inferior, que está comprendida entre la cadera y el tobillo del cuerpo humano. La pierna está articulada con el muslo entre la rodilla y con el pie mediante el tobillo. Teniendo en cuenta que en situaciones dinámicas como correr y saltar o brincar, nos desplazamos con mucha celeridad y sin parecer que fuera difícil de controlar nuestras piernas.

La estructura de la pierna humana está dividida en tres segmentos principales: la cadera, la pierna y el pie.

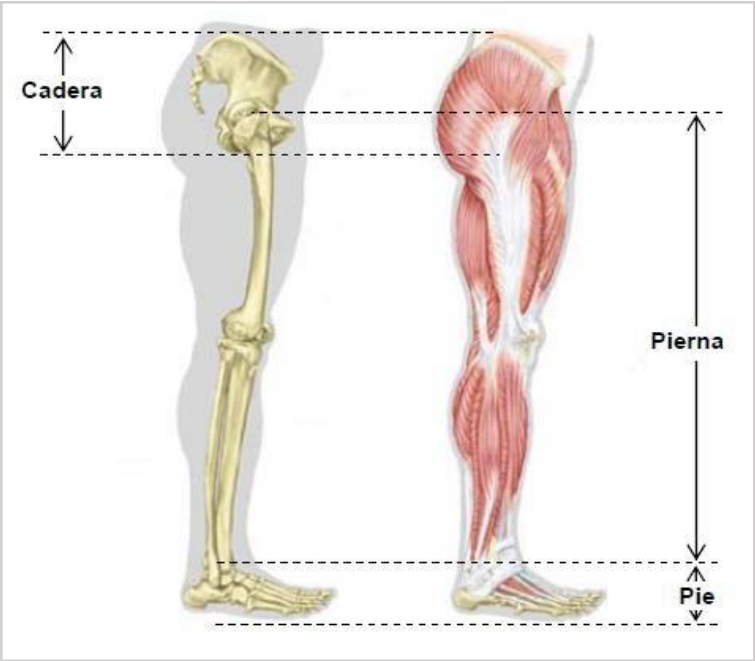


Figura 1. **Anatomía de la pierna**

1.2.2 Estructura ósea de la pierna

En la siguiente imagen (figura 2) se aprecia las vistas anterior y posterior de los huesos de una pierna:

Sección superior (Fémur, Rótula)

Sección inferior (Tibia, Peroné.)

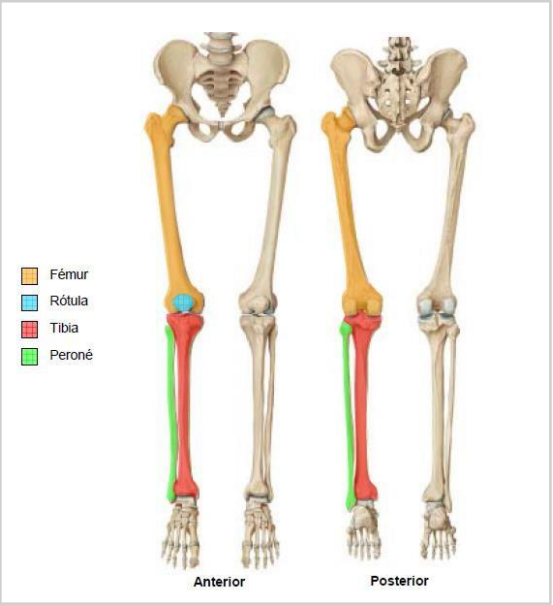


Figura 2. **Huesos que conforman la pierna**

El fémur (figura 3), es un hueso largo considerado como el hueso con mayor longitud, está dividido en tres partes: epífisis proximal, el cuerpo y una epífisis distal. está localizado en la parte superior de la pierna por debajo de la pelvi y arriba de la rótula, tibia y peroné. Unido al hueso coxal por la articulación coxofemoral y en su parte inferior se encuentra el cartílago articular de las cuales evita el rozamiento entre este y la tibia.

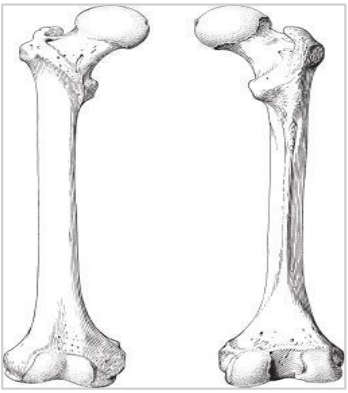


Figura 3. **El femur**

La rótula (figura 4) forma parte de la articulación, es un hueso grueso que protege la parte frontal de la rodilla junto con la tróclea femoral y la mesata tibial. Su función principal es la extensión de la rodilla aumentando la palanca generada por el tendón en el fémur, soportando fuerzas de contacto sobre sus carillas interna y externa.

Figura 4. **La rótula**

La tibia está entre los dos huesos más largos y voluminoso del cuerpo humano siendo el más largo el fémur. Presenta una epífisis proximal, un cuerpo y una epífisis distal. En la parte superior se encuentran los meniscos la cual se articula con el fémur, lateralmente con el peroné y en su parte inferior con el tobillo.

El peroné o también llamada fíbula ubicado en dirección lateral a la tibia sus partes son: epífisis proximal, cuello, cuerpo y epífisis dista (figura 5). La tibia y el peroné conforman la parte inferior de la pierna

Figura 5. **La tibia y el peroné**

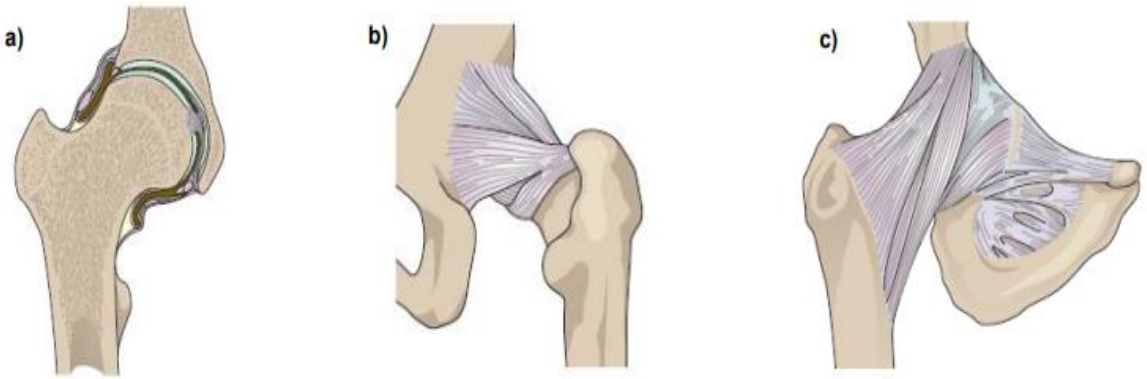
1.2.3 Articulaciones de la pierna humana

Las articulaciones de la pierna pueden ser: articulacion simple (entre dos huesos) o complejo articular (entre mas de dos huesos) y su funcion es generar la libertad de movilidad en los ejes ortogonales. Si no existieran las articulaciones el cuerpo humano seria rigido y no se podrian realizar moviminetos.

1.2.4 La cadera

La cadera (figura 6) está formado por dos huesos (iliacos o coxales) la articulación de la cadera permite girar en los tres ejes ortogonales. Es por esta articulación que, la pierna puede desplazarse libremente en la cadera o la pierna puede estar fija y ser la cadera la que gire con respecto a la pierna. Estos Movimientos son realizados al momento de caminar.

Figura 6. **Articulación de la cadera humana**



. **(a) Corte sagital.** (**b) Vista posterior con tendones** **(c) Vista anterior con tendones**.

En la figura (7) se muestra que dependiendo la edad de la persona varia el ángulo entre la diáfisis y en el cuello femoral (ángulo Cervico-diafisario).

De un adulto, el ángulo aproximado es de 125º y en el plano frontal es de 135º, de un nacido es un ángulo de 140º y en el plano frontal es notoriamente de 145º, mientras que de un anciano el ángulo es mucho menor a 125, y tiene a formar un ángulo de ante versión denominado ángulo Q que es aproximado de 12º en el plano lateral mientras mayor edad tenga el ángulo va incrementando.

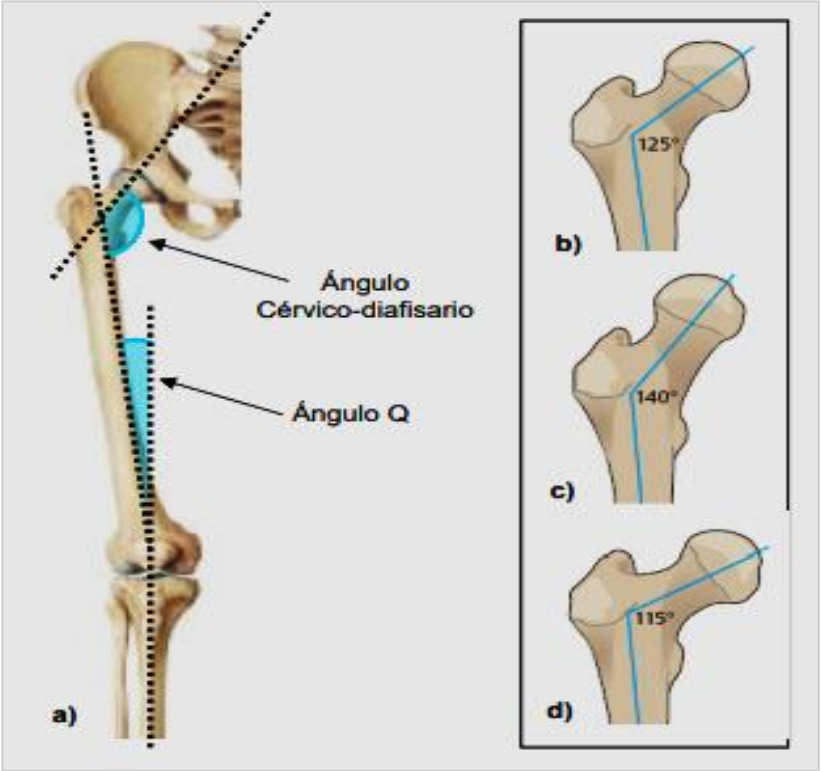


***Figura 7. (*a) Relación de ángulo Q con el ángulo Cervico-diafisario. Angulo cervico-diafisario(b) en el adulto promedio(c) en el recién nacido(d) en el anciano**.

1.2.5.Rango de movimiento de la cadera

La pierna tiene tres movimientos básicos gracias a las articulaciones de la cadera que son:

Flexión y extensión

La flexión de la cadera no supera los 90º grados si la rodilla esta flexionada en algunos casos supera los 120º grados. La extensión de la pierna hacia atrás tiene un ángulo máximo de aproximadamente 15º

Abducción y Aducción

La abducción puede alcanzar ángulo de 90º grados y en personas con buena flexibilidad pueden llegar hasta los 120º. La amplitud máxima de la aducción es de un ángulo de 30º grados si se combina con movimientos de extensión y flexión de cadera.

Rotación interna y externa

El movimiento de rotación (figura 8) se da cuando el pie se dirija hacia adentro o viceversa. Los grados de amplitud de rotación interna están entre los 30ª y 40º grados, mientras el movimiento de rotación externa tiene un grado máximo de amplitud de 60º.

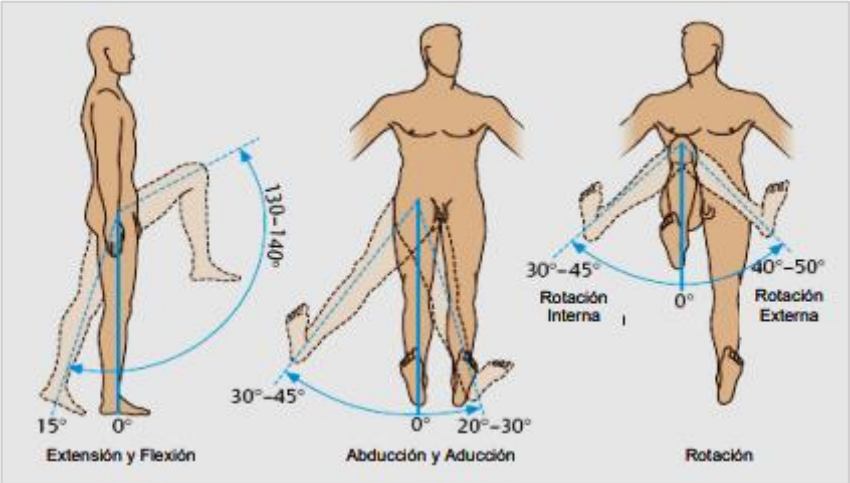


Figura 8. **Rango de movimiento de la articulación de la cadera**

1.2.6 La rodilla

Es una articulación (figura 9) que soporta la mayor parte el peso de la persona y una de las más complicadas del cuerpo humano. Está sujeta por la acción conjunta del fémur, tibia. Rotula y dos discos fibrocartilaginosos. La tibia y el fémur constituye el cuerpo principal de la articulación. Los dos meniscos adaptan la superficie articular del fémur y la tibia entre ellas para incrementar la superficie de transmisión de fuerza.

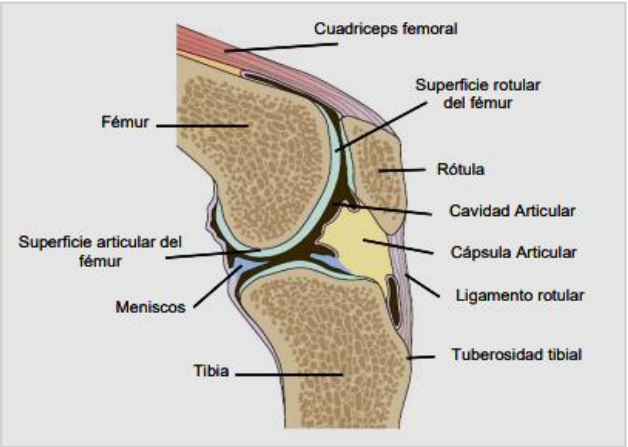


Figura 9. **Corte sagital de articulación de rodilla humana**

Son cuatro ligamentos fundamentales que conectan estos dos huesos.

Ligamentos colaterales

- Ligamentos Medial: Es la que se mueve a lo largo de la parte interna de la rodilla.
- Ligamentos Lateral: Es la que se mueve a lo largo de la parte externa de la rodilla.

Ligamentos cruzados.

- Ligamentos cruzados Anterior: Es la que impide que la tibia se desplace hacia fuera frente al fémur, es la parte media de la rodilla. (figura 10)
- Ligamentos cruzados Posterior: Es la que impide que se deslice hacia atrás por debajo del fémur es la que trabaja conjuntamente con los ligamentos cruzados anterior.

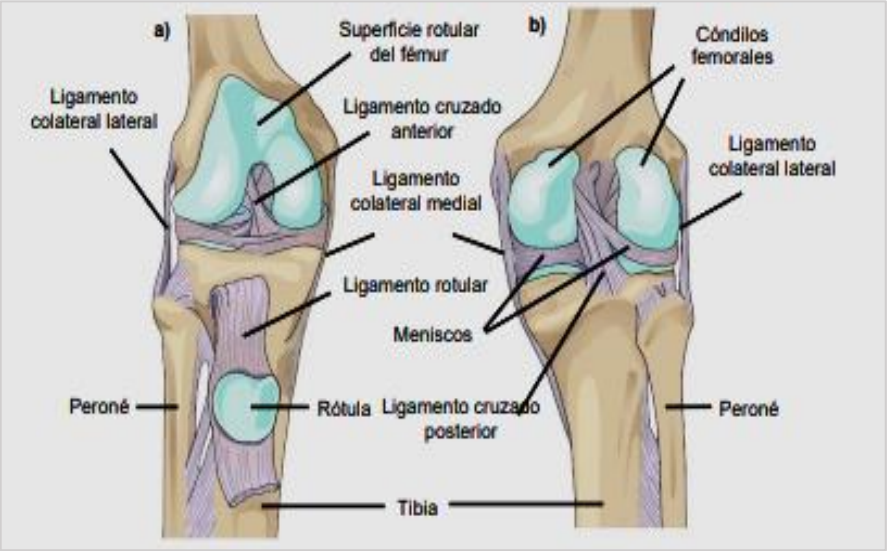


***Figura 10*. Articulación de la rodilla humana. (a) Vista anterior (la rótula y su ligamento se reflejan hacia abajo, (b) Vista posterior.**

Músculos incluidos en el movimiento de la rodilla

Los músculos de la rodilla hacen dos funciones básicas principales como la flexión y extensión. Estos dos músculos se encargan de dos funciones básicas en el movimiento de la rodilla.

Flexión: Bíceps femoral (figura 11 a)

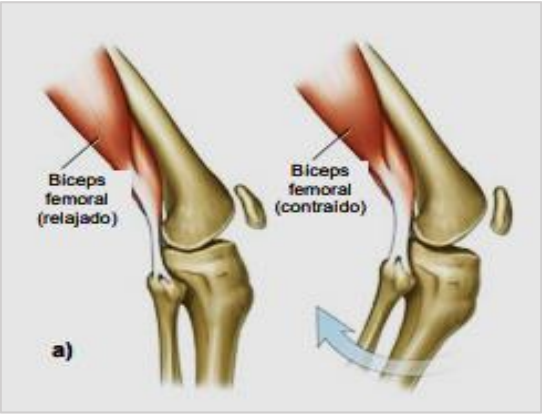


Figura 11. **(a) Flexión contrayendo bíceps femoral**

- **Extensión:** Cuádriceps femoral (figura 11 b)

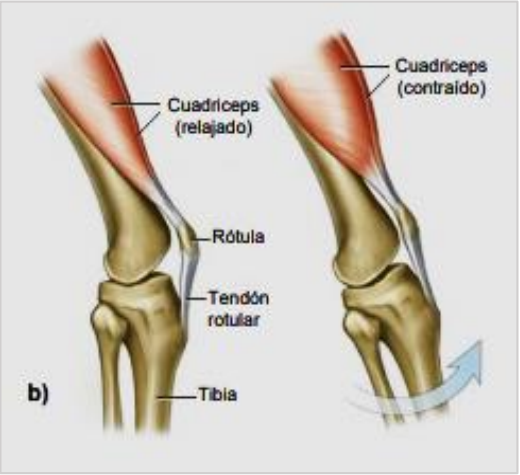


Figura (b). **Extensión contrayendo cuádriceps femoral**

1.2.7 Movimiento del rango de la rodilla

El movimiento de la rodilla al flexionar genera en el fémur y la tibia un ángulo que varía dependiendo de la flexibilidad de las personas. Cuando la pierna está completamente extendida y formando una línea recta entre el fémur y la tibia genera un ángulo 0º, y cunado la pierna está totalmente flexionada llegando que el talón este tocando el glúteo puede llegar hasta un ángulo de 155º. En algunos casos puede tener un hiperextensión de hasta -10º teniendo como referencia la pierna en posición recta en el ángulo 0º. El rango de movimiento va disminuyendo a medida del envejecimiento de la persona.

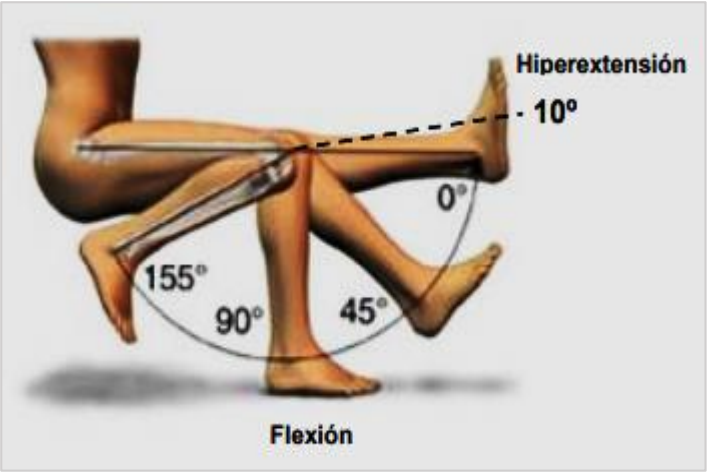


Figura 12. **Movimiento de la rodilla humana.**

1.2.8 Lesiones de pierna

Condropatìas

Traumatismo o movimiento de compresión repetitivos pueden producir una lesión de cartílago articular, que da lugar a un dolor constante en la cara anterior de la rodilla (la parte de delante)**.**

Pero no todos los dolores en la rodilla son iguales y sólo se considerará que es una condropatía cuando el cartílago se encuentre lesionado. La forma de determinarlo será a través de la exploración clínica y las pruebas radiológicas necesarias.

Algunos casos severos necesitarán que se realice una artroscopia para determinar el estado del cartílago e incluso una biopsia de los tejidos para determinar otro tipo de deficiencias. Su tratamiento será a base de regeneradores de cartílago, rehabilitación, infiltraciones de ácido hialurónico o de plasma. Si estos tratamientos no dieran el resultado deseado, habrá que recurrir a la cirugía.

Por su parte, se habla de condromalacia rotuliana cuando el tejido del cartílago se reblandece y se descompone por debajo de la rótula.

Un síntoma común es la sensación de que "rechinan" o "rozan" los huesos entre sí cuando se dobla la rodilla. También puede estar un poco inflamada y aparecer la rótula ligeramente desalineada con el fémur.

Figura 13. **La condropatía**

Meniscos

Los meniscos son dos discos cartilaginosos que se encuentran situados entre los huesos de la rodilla y que sirven de almohadilla para evitar el choque entre ellos y para que la superficie esférica del fémur "encaje" con la superficie plana de la tibia.

Las lesiones en los meniscos con el pie apoyado. En esta situación, el fémur aprieta con fuerza el menisco y éste, que no soporta una presión tan fuerte, se fisura o se rompe.

A través de la exploración clínica y la realización de las pruebas diagnósticas oportunas se puede detectar la intensidad de la lesión que, frecuentemente, tiene una resolución de carácter quirúrgico con la realización de una artroscopia. Suelen producirse por un giro brusco de la rodilla.

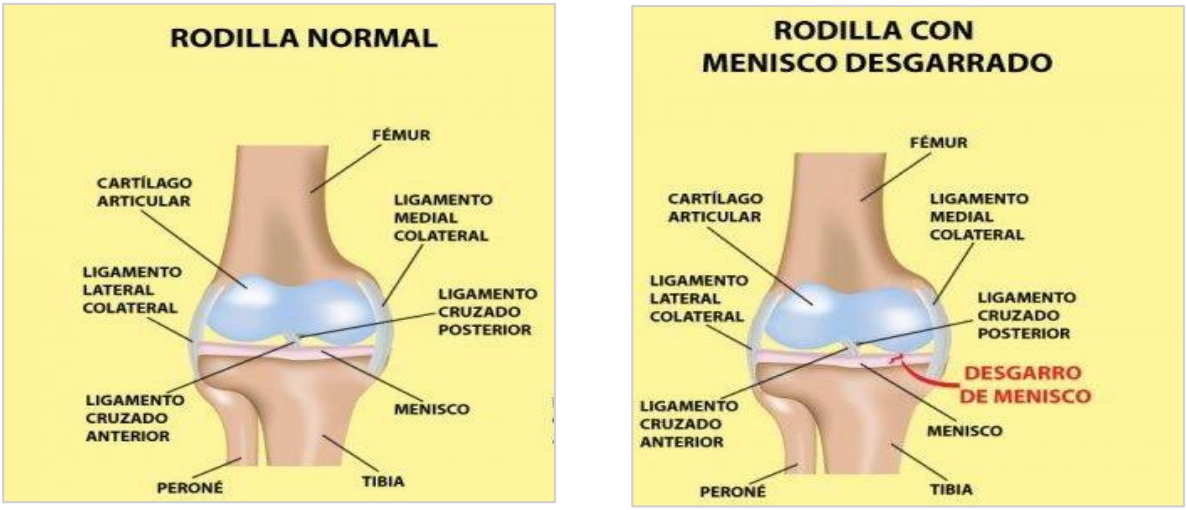


Figura 14. **(a) Meniscos - rodilla normal**

Reumatismo

Un reumatismo se refiere a diversas condiciones que afectan las articulaciones, músculos, tendones, hueso, cartílagos con dolor y rigidez en el sistema músculo-esquelético, independientemente de su origen.

Es un conjunto de síntomas que suele darse mayormente a personas con una edad aproximada de 45 ó 50 años y que ataca mayormente a las mujeres más que a los hombres. Frecuentemente suele localizarse en las articulaciones o al rededor. El dolor también puede aparecer en los músculos, de los tendones o en otras partes del aparato locomotor dando molestias.

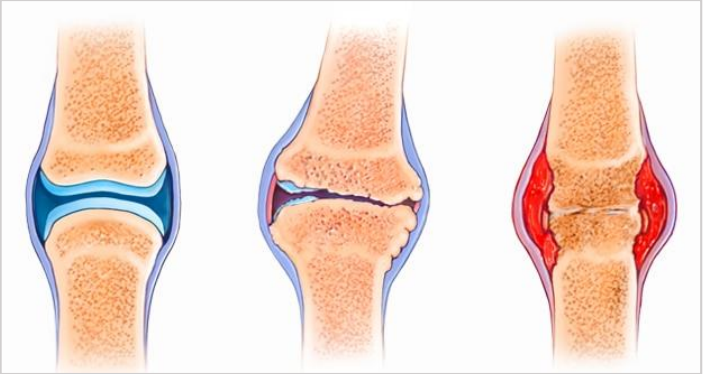


Figura 15. **Reumatismo**

1.2.9 Técnicas para la rehabilitación de la pierna

Una de las técnicas más comunes para la rehabilitación de la pierna es recostado, levante una de las rodillas e inclínelo hasta llegar a su pecho mientras mantiene recta la otra pierna en el suelo por unos segundos. Si este estiramiento le parece muy difícil, mantenga las piernas flexionadas sujetando con las manos por detrás de las rodillas un determinado tiempo. Si aún le sigue siendo una dificultad el ejercicio, ponga una pierna estable en el suelo y la otra pierna deslice suavemente el talón hacia los glúteos mantenga unos segundos y repita varias sesiones con diferentes piernas.

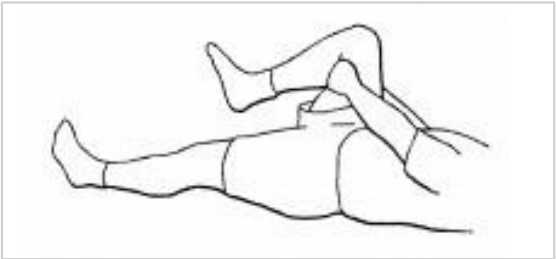


Figura 16. **Técnica 1**

La segunda técnica es acostarse y con las rodillas dobladas y los pies sujetos al suelo, baje las rodillas suavemente de lado a lado. La función que se hace es de estirar el tronco y la cadera, sin que las rodillas toquen el suelo o la cama, procuré hacer varias sesiones al día por varios minutos descansé unos minutos por cada sesión que hace.

***Figura 17*. Técnica 2**

La tercera técnica es estirar, de apoco una de las rodillas y posteriormente la otra rodilla hacia el pecho para estirar la región lumbar. Mantenga esta posición durante al menos 20 segundos por sección. Terminado baje un pie primero y luego el otro para eludir una lesión en la espalda, repita 4 sesiones cada día y descanse por cada sesión que haga durante el día.

***Figura 18*. Técnica 3**

1.2.10 Equipos de rehabilitación

Las siguientes maquinas mostradas son utilizadas para la recuperación de las extremidades inferiores de personas discapacitadas las cuales da ejercitamiento a las piernas y proporciona trabajos donde genera su recuperación del paciente.

***Figura 19*. Maquina de rehabilitacion de pierna (modelo 1)**

***Figura 20*. Maquina de rehabilitacion de pierna ((modelo 2)**

1.2.11 Normativas para equipos médicos

La industria de la producción y comercialización de equipos o insumos médicos abarca una gran variedad, partiendo desde herramientas sencillas a complejas máquinas. Acorde con la industria varían los requerimientos de diseño y desarrollo, certificando así la seguridad y eficiencia de sus productos. A través de la información generada por los fabricantes las autoridades sanitarias evalúan y certifican si el producto es adecuado para el uso médico-hospitalario. La 25 evaluación resguarda la vida y duración del insumo desde el diseño, desarrollo hasta la fabricación (Kimmelman, 2003).

La norma NC ISO 13485:2005 detalla que se debe desarrollar un procedimiento documentato para el diseño y desarrollo del producto para mantener un registro de evidencias de las actividades llevadas a cabo durante el proceso de diseño y fabricación.

En la cual se deben evidenciar los siguientes factores:

- Ciclo de vida y destino
- La capacidad para poder ensayarse
- Su aptitud al uso
- La facilidad de utilización
- La seguridad de funcionamiento
- Durabilidad
- Ergonomía
- Medio ambiente
- Disposición del producto
- Riesgos identificados

Este control permite evaluar factores de riesgo y el potencial del equipo, encontrando fallas en el producto o en el proceso de desarrollo (Fuentes, 2002).

Mediante el uso de la Normativa NC ISO 13485:2005 los productores de equipos e insumos médicos deben emitir todo el proceso documentado para la evaluación y certificación por parte de las autoridades sanitarias. Permitiendo así entregar un producto que cumpla con cada uno de los factores de valoración antes mencionados.

1.2.12 CÁLCULO DE DISEÑO

1.2.12.1 Análisis Esfuerzo y Carga

El análisis de esfuerzo y carga es un procedimiento que nos permiten conocer las cargas que se da en los diferentes elementos estructurales que constituye la construcción debido a su funcionamiento.

Diagrama de cuerpo libre (figura 25)

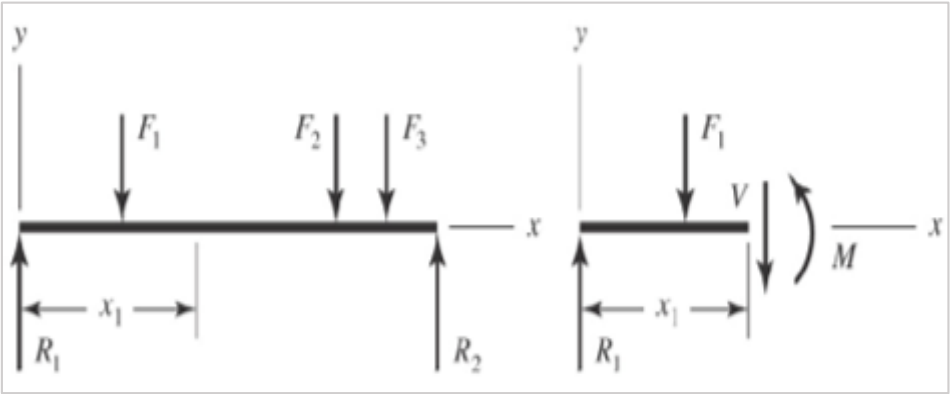


***Figura 21*. Diagrama de Corte y Momentos**

Donde:

F: Fuerzas ejercidas sobre el eje

R: Reacciones

V: Fuerza de corte interna

M: Momento de flexión

1.2.12.2 Tensión y compresión

La tensión son fuerzas que van dirigida hacia afuera, es una magnitud y de sentido contrario a la carga aplicada, es el resultante de las tensiones o presiones que se da en un sólido deformable. Esta unidad es muy pequeña por eso lo manejamos y utilizamos el mega pascal. Este cálculo se obtiene en función a la fuerza que se aplica sobre un área determinada como se ve en la ecuación 1.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Donde:

σ: Esfuerzo (N/m^2)

F: Fuerza (N)

A: Área (m^2)

Deflexión y rigidez

En la (figura 20) se puede observar los esfuerzos más frecuentes que afectan a un eje.

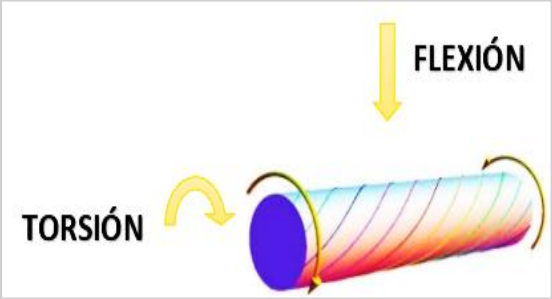


Figura 22. **Torsión y Flexión**

Flexión $$\boldsymbol{\sigma_x = \frac{M.\frac{d}{2}}{I} = \frac{16.T}{\pi.d^3}}$$

Torsión $$\boldsymbol{\tau_{xy} = \frac{T..\frac{d}{2}}{J} = \frac{16.T}{\pi.d^3}}$$

Donde:

σ_x = Tensión de flexión (esfuerzo normal según la dirección x).

τ_{xy} = Tensión de torsión (esfuerzo tangencial en el plano xy).

M = Momento flector en la sección critica.

I = Momento de inercia transversal del eje = $\frac{\pi.d^4}{64}$

T = Momento torsor en la sección critica.

J = Momento de inercia polar del eje = $\frac{\pi.d^4}{32}$

d = Diámetro del eje.

1.2.12.3 Propiedades del eje.

Los esfuerzos producidos en eje llevan a deformar el material. Debido a esto se aplica curva de esfuerzos como se muestra en la (figura 21).

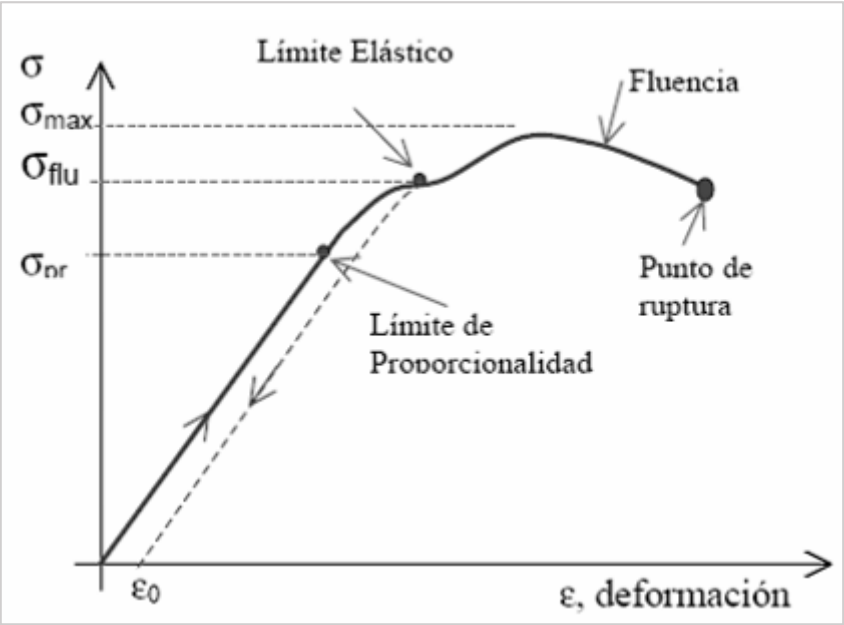


Figura 23. **Curva de Deformación**

De esta manera podemos determinar las propiedades físicas del eje en función al tipo de material que este fabricado y podemos obtener las siguientes propiedades como se ven en la (figura 22)

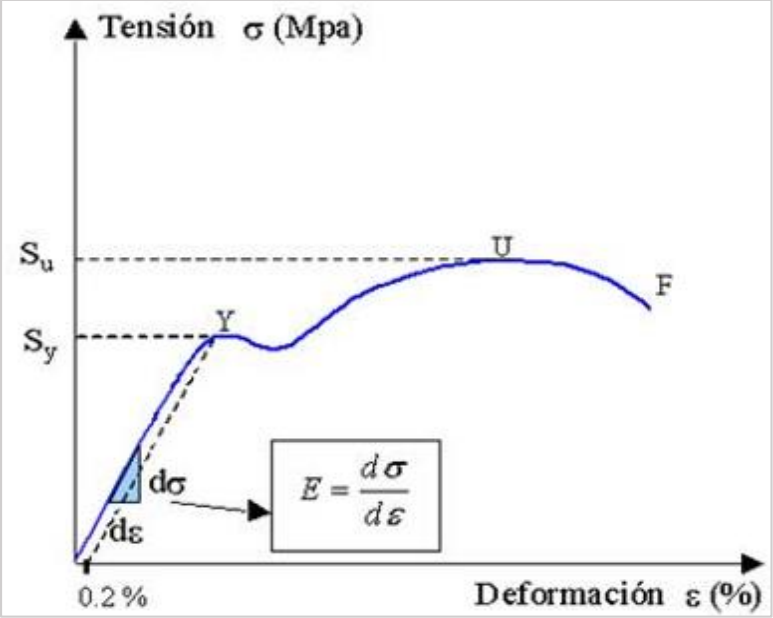


Figura 24. **Ensayo de Tracción**

Donde:

S_y: Limite de fluencia

S_u: Limite de rotura

S_e: Limite de fatiga

1.2.12.4 Calculo de esfuerzos en ejes

Los enfoques de esfuerzos combinados pueden estar presentes tanto en componentes medios como en alternantes. Para el análisis se sugiere el método de la teoría de falla por distorsión de energía (Teoría de Von Mises).

Los esfuerzos debido a la flexión y torsión están dados por:

$$\boldsymbol{\sigma_a = K_f \frac{M_{a^c}}{I}} \qquad \boldsymbol{\sigma_m = K_f \frac{M_{m^c}}{I}}$$

$$\boldsymbol{K_{f_s} = K_f \frac{T_{a^c}}{J}} \qquad \boldsymbol{\tau_m = K_{f_s} \frac{T_{m^c}}{J}}$$

Donde:

M_m = Momento flexionante medio

M_a = Momento alternante

T_m = Par torsor medio

T_a = Par torsor alternante

K_f = Factor de concentración del esfuerzo por fatiga de la flexión.

K_{fs} = Factor de concentración del esfuerzo por fatiga de la torsión.

$$\boldsymbol{\sigma_a = K_f \frac{32M_a}{\pi d^3}} \qquad \boldsymbol{\sigma_m = K_f \frac{32M_m}{\pi d^3}}$$

$$\boldsymbol{\tau_a = K_{f_s} \frac{16T_a}{\pi d^3}} \qquad \boldsymbol{\tau_m = K_{f_s} \frac{16T_m}{\pi d^3}}$$

1.2.12.5 Calculo de peso teórico para tubos

P/m = Peso teórico por metro lineal

D_E = Diámetro exterior expresado en mm

E = Espesor de pared expresado en mm

K_1 = 0.0246615 (Constante)

$$\mathbf{P/m = (K_1 * E) * (D_E - E)\ kg}$$

Calculo de peso teórico para tubos cuadrados y rectangulares

P/m = Peso teórico por metro lineal

E = Espesor de pared expresado en mm

X = Lado menor expresado en mm.

Y = Lado mayor expresado en mm.

K_1 = 0.0157 (Constante)

K_2 = 3.287 (Constante)

$$P/m = (K_2 * E) * [(X - Y) - (K_3 * E)] \text{ kg}$$

1.2.12.6 ACTUADOR LINEAL

El actuador lineal es un mecanismo mecánico cuya función principal es proporcionar fuerza para mover a cualquier dispositivo. El actuador provoca una fuerza la cuales son fuentes que se originan en su interior que son: presión neumática, hidráulica o fuerza motriz eléctrica, lo cual por ello se denomina si el actuador se denomina hidráulico o eléctrico.

Figura 25. **Actuadores lineales**

$$F_{teorica} = A \cdot P$$

P = Presión de trabajo

A = superficie útil del embolo

F = Fuerza teórica del embolo

- **Superficie del émbolo**

$$S = D^2 \frac{\pi}{4}$$

- **Superficie anular del émbolo**

$$s` = (D^2 - d^2) * \frac{\pi}{4}$$

- **Fuerza teórica de retroceso**

$$F_n = s' * p$$

- **Fuerza de rozamiento**

$$F_{rozamiento} = F_n * n$$

- **Fuerza de tracción**

$$F'_n = F_n - F_{rozamiento}$$

1.2.12.7 Automatización

La automatización considerada como el manejo de la información de las empresas para la toma de decisiones en tiempo real, incorpora la informática y el control automatizado para la ejecución de procesos diseñados según criterio de ingeniería. La automatización permite disminuir las necesidades de mano de obra ahorro de tiempo y muchas veces de dinero.

La automatización en la máquina de rehabilitación nos va a generar que no haya esfuerzo de parte del paciente, solamente controlando el inicio del funcionamiento a través de un pulsador que va generar el encendido y previamente el primer ejercicio de la pierna.

Figura 26. **Automatización Arduino**

Arduino Mega

El arduino es una placa con un microcontrolador en el cual se desarrolla en un software la cual nos facilita el diseño de proyectos multidisciplinares. Es un software de código abierto, pensado para que todo sea flexible y fácil de manejar por el usuario.

La placa tiene un microcontrolador puertos de salidas entradas, puertos de comunicación, son modulares por lo que existen diferentes módulos que te permiten ampliar según tus necesidades.

Figura 27. **Arduino Mega**

Fuente de alimentación 24V

El circuito necesita una fuente para poder trabajar. La fuente de alimentación es la que se encarga de convertir la entrada de voltaje alterno de la red en una salida de voltaje continuo. La fuente utilizada es de 250W 24VDC 10A para poder alimentar al sistema.

Figura 28. **Fuente de alimentación 24V**

1.2.12.8 Software para el diseño de la máquina de rehabilitación

SOLIDWORKS

SolidWorks es un programa esencial para el área de la ingeniería debido a que su diseño 3D puede evaluar ensambles de bastantes piezas, crear dibujos de fabricación y llevar un registro de las versiones del dibujo realizado. Simular virtualmente el análisis del proyecto en condiciones reales y optimizar su desempeño (3D CAD Portal, 2017).

Figura 29. **Logo official de solidworks**

1.2.12.9 SolidWorks Simulación de esfuerzos

Es un paquete de herramientas de análisis estructural de fácil manejo basado en el método del análisis de elementos finitos (FEA) para predecir el comportamiento físico real de un productor mediante el ensayo virtual de modelos CAD. El aplicativo posee análisis estáticos lineales y no lineales, y de análisis dinámicos (SolidWorks, 2019).

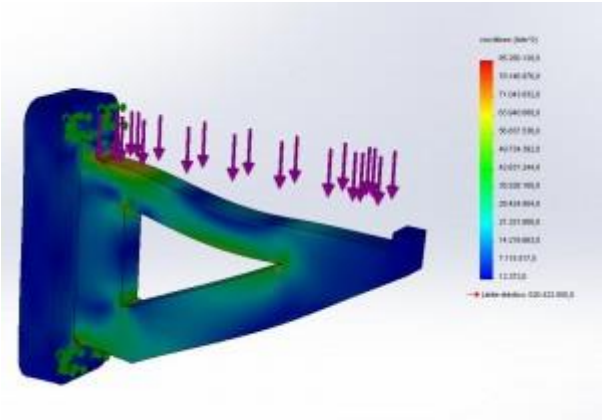


Figura 30. **Simulation estatica de esfuerzos**

1.3 Formulación del problema

¿Cuáles serán las configuraciones geométricas y técnicas que mejorarían la recuperación de personas discapacitadas y facilitar su rehabilitación de sus extremidades inferiores?

1.4 Justificación e importancia del estudio

1.4.1 Justificación social

Con este proyecto se podrá ayudar a un ciudadano con problemas motrices a mejorar su condición física. Aumentando sus posibilidades de obtener un buen trabajo; realizando sus funciones sin problemas.

1.4.2 Justificación económica

Una terapia física de rehabilitación puede llegar a ser muy costosa sobre todo para personas con este tipo de discapacidad ya sea por realizar largos y costosos viajes, por el tiempo del tratamiento que se requiere para que una persona se rehabilite. Esta máquina rehabilitadora podrá estar al alcance sin un excesivo costo.

1.4.3 Justificación tecnológica

El proyecto aportará conocimiento en diseño de elementos mecánicos por medio de la fabricación de la máquina de rehabilitación que a la misma vez servirá como instrumento de aprendizaje aportando ideas en proceso de manufactura.

1.5 Hipótesis

No aplicable para este tipo de investigación.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivos generales

Diseñar un mecanismo para la rehabilitación de personas discapacitadas de extremidades inferiores en la clínica.

1.6.2 Objetivos específicos

- Realizar una recopilación bibliográfica entorno a un mecanismo de rehabilitación de extremidades inferiores.
- Evaluar la posible configuración según la necesidad de los pacientes de la clínica San Juan de Dios.
- Dimensionar analíticamente el diseño mecánico optimo par el mecanismo rehabilitador de pierna.
- Realizar el esquema del sistema automatizado.
- Realizar la viabilidad económica del proyecto.

CAPÍTULO II

MATERIALES Y MÉTODO

II. MATERIAL Y METODOS

2.1 Tipos y diseño de investigación

Tipo: Aplicada

Diseño: Investigación Descriptiva

2.2 Población y muestra

Pacientes de la clínica San Juan de Dios

2.3 Variable y operacionalización

2.3.1 Variable de entrada

- Peso promedio de la persona
- Altura promedio de la persona
- Costo
- Movimiento de flexión de la columna.
- Movimiento de flexión y extensión de la pierna.
- Movimiento de abducción y aducción de la pierna.

2.3.2 Variable de salida

- Voltaje del circuito
- Potencia del circuito
- Coeficiente de seguridad

En la ***Figura 31*** se gráfica la caja negra con las variables planteadas

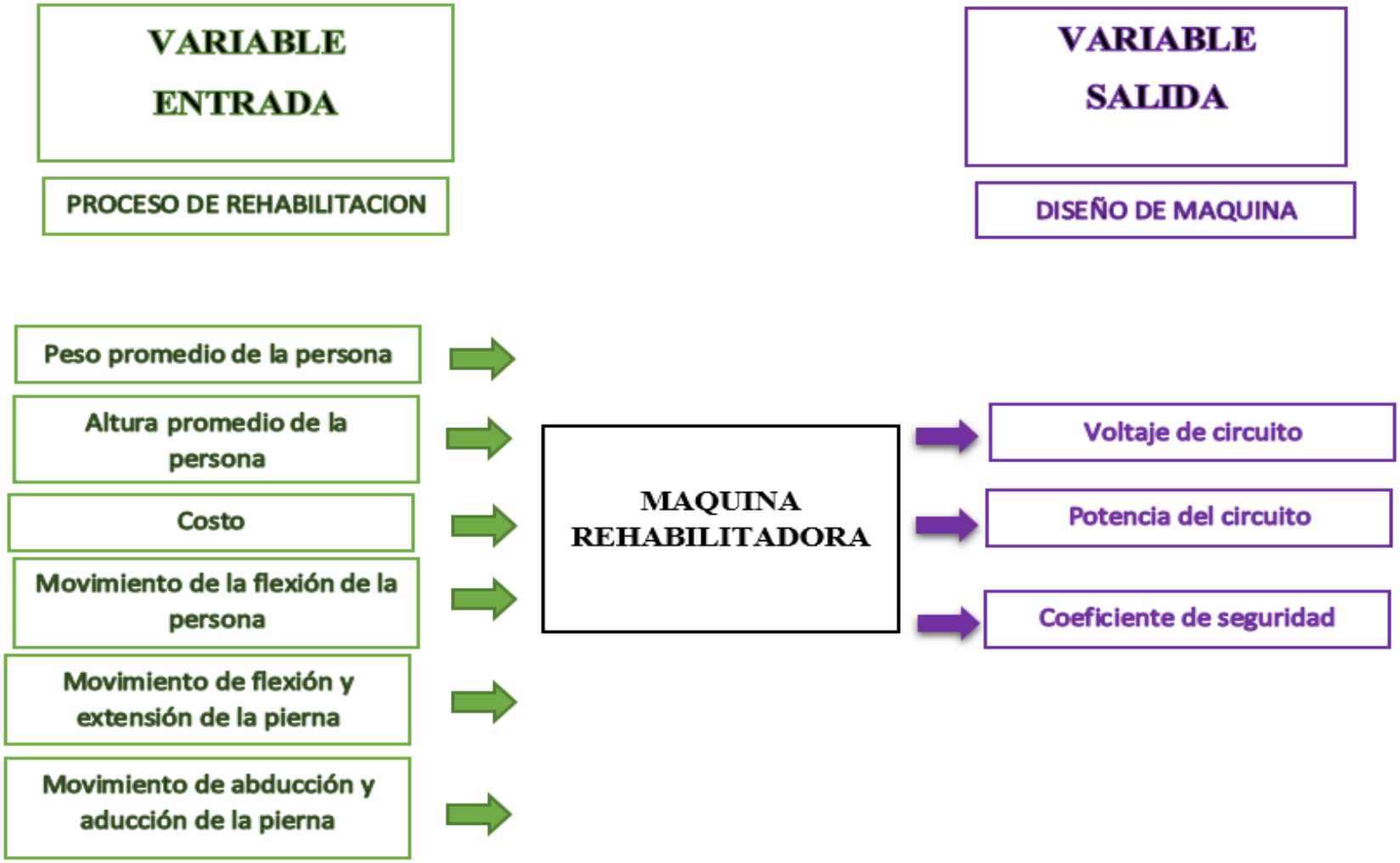


Figura 31. Caja Negra.

2.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos, validez y confiabilidad

2.4.1 Técnicas de la Observación.

- Entrevista.
- Análisis de documentos: libros, revistas, informes de investigación, tesis.
- Información bibliográfica.

2.4.2 Instrumento de recolección de datos.

- Guisas de observación, guías de análisis de documentos.
- Formato de entrevista.
- Cuestionarios.
- Cámaras.

2.4.3 Validez

La validez de los datos obtenidos a partir de la información obtenida en las guías de observación, cuestionarios y guías de análisis de documentos servirán como base para el diseño de una máquina rehabilitadora para pacientes invalidas.

2.4.4 Confiabilidad

El diseño de la máquina rehabilitadora se apoyará en la información recolectada del análisis de documentos y en los conocimientos adquirida durante la investigación.

2.5 Procedimientos de análisis de datos

Los procedimientos realizados para la recolección de información se realizaron por etapas que son:

Etapa 1: Identificación de la necesidad en el hospital

Se verificará la necesidad del hospital San Juan de Dios para diseñar según las necesidades del paciente la máquina de rehabilitación de extremidades inferiores.

Etapa 2: Evaluación social

Se ejecutará visitas técnicas al hospital San Juan de Dios carretera Pimentel para determinar la problemática del hospital con respecto a la rehabilitación en los pacientes. Así mismo, se va a proponer soluciones a las necesidades del paciente para

su rehabilitación con relación a un futuro diseño de una máquina de rehabilitación de extremidades inferiores.

Etapa 3: Evaluación de las necesidades de los pacientes

Se ejecutará entrevistas personales a los pacientes que llevan sus terapias en rehabilitación en dicho hospital para saber las necesidades exactas y claras para diseñar correctamente según sus molestias que tienen a la hora de sus masajes.

Etapa 4: Evaluación del tipo de máquina de rehabilitación de extremidades inferiores

Se realizará una entrevista personal sobre el tipo de máquina de rehabilitación de extremidades inferiores que se esperaría para la recuperación de las extremidades con la finalidad de adquirir información de algún interés formal sobre dicha máquina y más adelante una posible inversión.

Etapa 5: Evaluación de la máquina en el mercado

Se realizará visitas donde vendan máquinas de rehabilitación con dichas características para recuperación de extremidades inferiores para tener en cuenta el diseño y costo de la máquina y generar posteriormente alguna inversión más adelante.

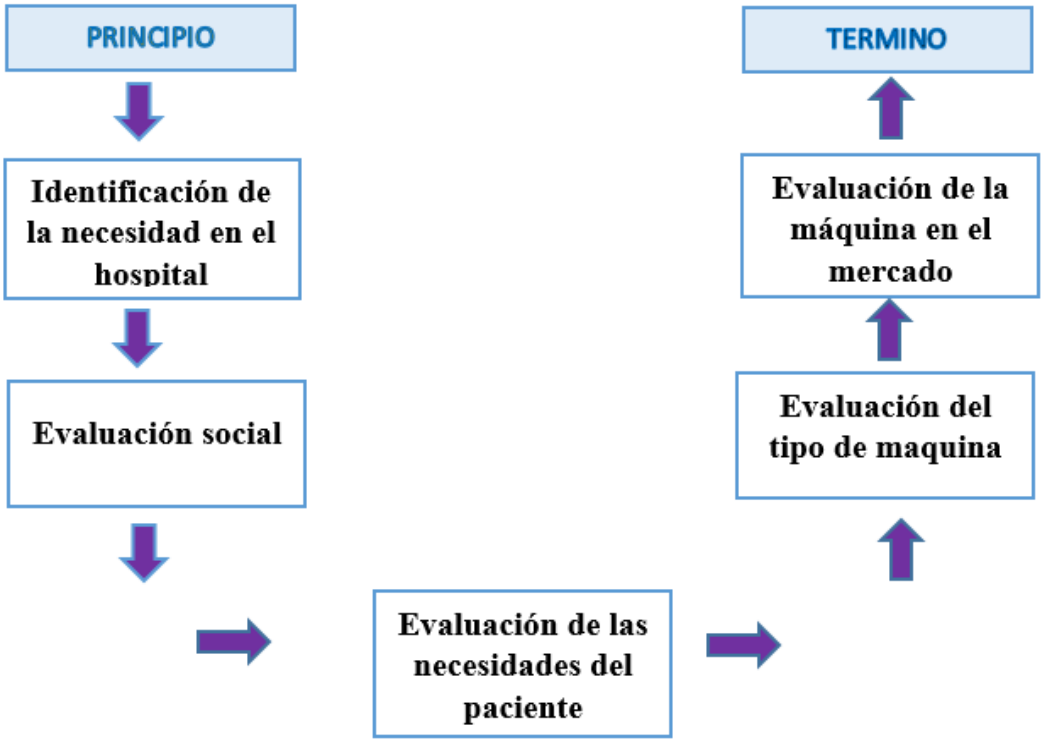


Figura 32. **Procedimiento de análisis de datos**

2.6 Etapas del diseño

El diseño de nuestro trabajo de investigación se fundamenta en varias etapas que es una variante que plantea un especialista en el área de diseño, Earle, O. (2013), que abarca.

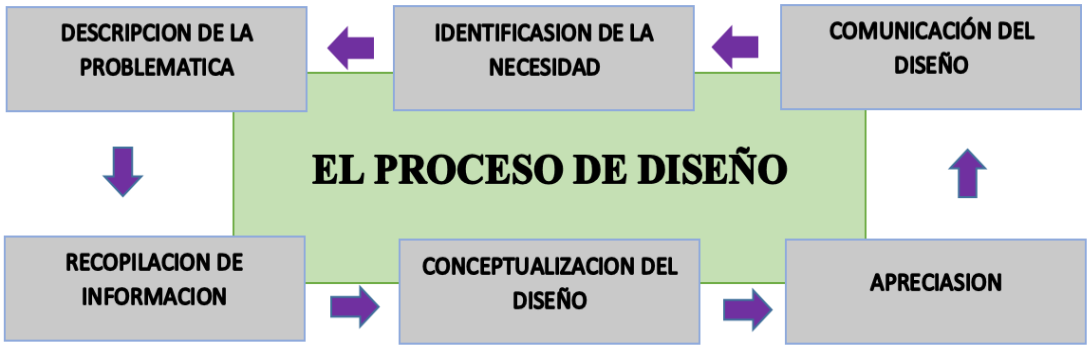


Figura 33. **Esaias del diseño**

Identificación de la necesidad: Reconocimiento de una problemática real y generar la solución más factible.

Descripción el problema: Determinar la problemática en forma correcta, con el fin de no cometer posibles soluciones equivocadas y tener mejores conceptos y definiciones para la ejecución en el proceso de diseño**.**

Recopilación de información: La información obtenida y mencionada anteriormente son informes y fuentes de información como artículos, documentos legales, etc.

Conceptualización del diseño: Es una de las fases del diseño que podemos definir como los elementos, configuración y mecanismos y acoplar al diseño y generar la solución del problema.

Apreciación: Esta fase es el análisis del diseño. Esta evaluación implica detallar el proceso del análisis, por ejemplo, cálculos matemáticos, el análisis del diseño que involucra la simulación atreves de un modelo generado con las características que haya hecho en su diseño experimental como prototipo.

Comunicación del diseño: Es la parte final del proceso de diseño en la que se va a detallar los resultados que se hayan obtenido anteriormente. Esta fase generalmente es un informe escrito en la que conlleva planos del diseño, gráficos y modelos.

2.7 Criterios éticos

Se tendrán en cuenta el Código de Ética del Colegio de Ingenieros del Perú (CIP, 1999) y el Código de Ética de Investigación de la Universidad Señor de Sipán (USS, 2017) como base para el desarrollo de este proyecto de investigación.

Los criterios éticos aplicados en la investigación se rigen al código de Ética del C.I. (colegio de ingenieros del Perú) apoyado en la III sesión ordinaria del congreso nacional de consejo departamentales del periodo 1998-1999, en la ciudad de Tacna 22,23 y 24 de abril de 1999; y al código de ética de investigación de la USS; recalcando la honestidad, responsabilidad, respeto durante la ejecución

CAPÍTULO III

RESULTADOS

III. RESULTADOS

3.1 Resultados de tablas.

En la entrevista hecha a la clínica San Juan de Dios se obtuvo una visión de los movimientos adecuados y necesarios en la rehabilitación de los pacientes con discapacidad de los miembros inferiores, obteniendo con esto:

- Velocidad de movimiento
- Extensión y flexión de la pierna
- Movimiento de abducción y aducción de la pierna

3.1.1 Diseño conceptual.

Para el desplazamiento de las estructuras se buscó dispositivos que realicen movimientos.

- Actuadores lineales
- Pistones

Siendo la mejor opción los actuadores lineales ya que se puede controlar su velocidad, su longitud de desplazamiento y se puede encontrar de distintas capacidades de carga.

Para el control se optó por un Arduino MEGA ya que Arduino UNO solo llega a comandar hasta dos servomotores.

3.1.2 Matriz Morfológica de conceptos de solución

Utilizando el método de una matriz morfológica se definieron conceptos de solución óptimos para el diseño de la máquina de rehabilitación de extremidades inferiores. Se clasifico en niveles del 0 al 4 priorizando el mejor resultado con el número mayor.

			No aceptable	0
ALTERNATIVA	1		Suficiente	1
ALTERNATIVA	2		Poco satisfactorio	2
ALTERNATIVA	3		Satisfactorio	3
			Muy satisfactorio	4

Figura 34.. **Conceptos de solucion de puntaje para matriz morfologica**

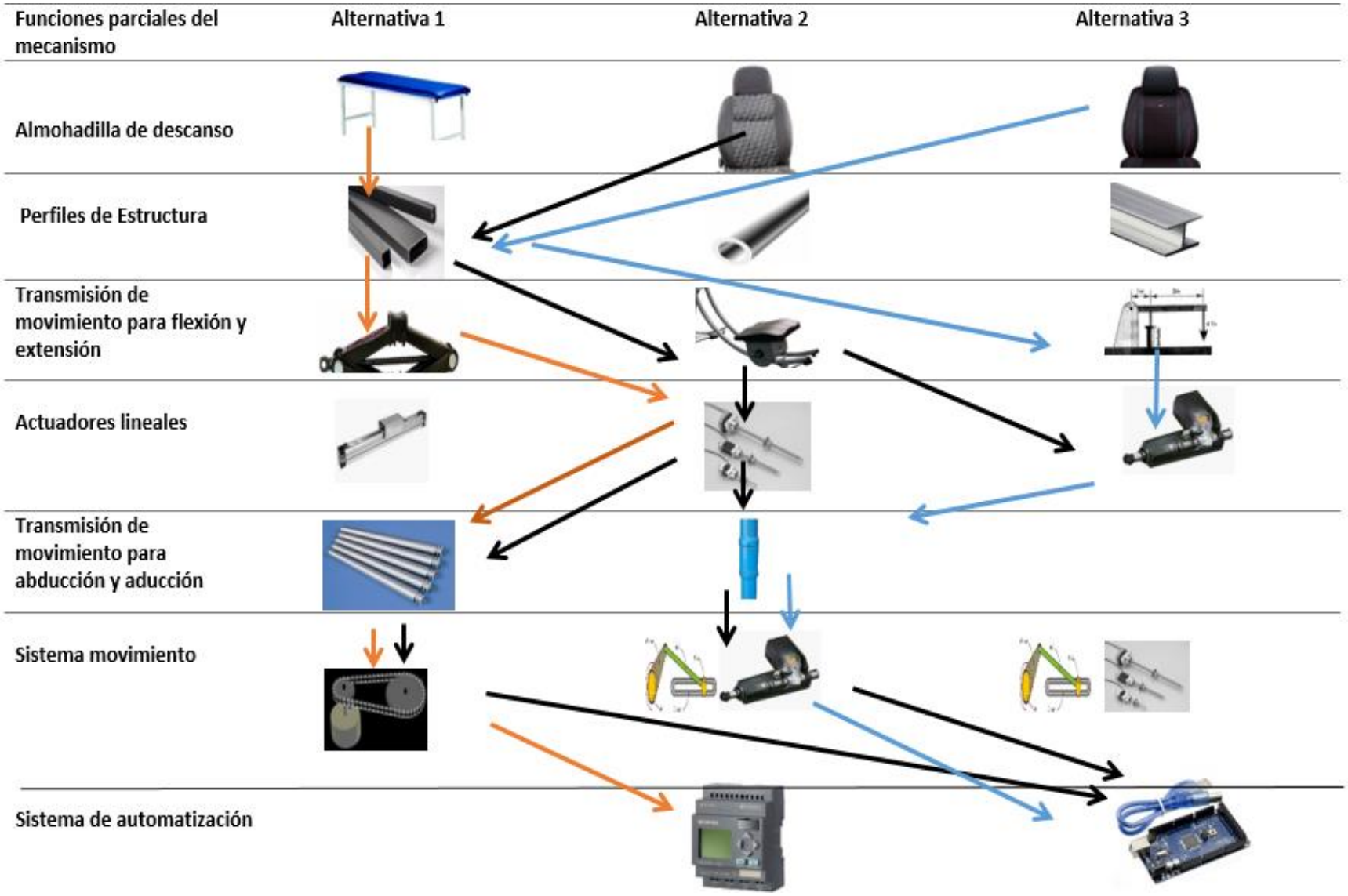


Figura 35. **Matriz morfologica soluciones de maquina rehabilitacion**

3.1.3 Resultados obtenidos mediante una matriz morfológica

El análisis de las partes seleccionadas y el puntaje obtenido mediante la calificación que se brindó en la matriz morfológica tiene los siguientes resultados:

FUNCIONES	CONCEPTO DE CONFIGURACION PARA MAQUINA REHABILITADORA		
	Puntaje calificativo		
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Almuadilla de descanso	1	3	4
Perfiles de estructura	3	4	4
Transmisión de movimiento para flexión y extensión	3	3	4
Actuadores lineales	4	3	4
Transmisión de movimiento para abducción y aducción	3	3	4
Sistema movimiento	3	4	4
Sistema de automatización	3	3	4
Total	20	23	28

Figura 36. **Puntaje de matriz morfologica**

3.1.4 Diseño Conceptual

Luego de realizar las encuestas pertinentes y estudiar la anatomía del cuerpo humano y ver las necesidades del paciente se desarrollaron tres prototipos para semejar los movimientos efectuados por el fisioterapeuta.

Alternativa 1

En la (figura 35) se muestra el primer prototipo el cual se basa que el repose en una posición oblicuo dorsal sobre una camilla en la cual se le acoplo un sistema de movimiento actuados por servomotores para el movimiento de flexión y extensión se pensó utilizar dos platinas unidos por pines y bocinas para desarrollar el grado de movilidad, este movimiento se desarrollará por servomotores acoplados a un sistema de tornillos de bolas para realizar el movimiento lineal. En la parte inferior se pensó en un sistema de transmisión de movimiento por cadena donde el servomotor desarrollará la rotación necesaria que hará girar un tobo.

Ventajas:

- Fácil elaboración
- Bajo costo de diseño

Desventajas:

- La cadena por el uso se aflojará requiriendo mantenimiento constante.
- No se podrá adecuar a la fisionomía de cada paciente.
- No se desarrollará adecuada mente los movimientos para la rehabilitación.
- Supervisión constante.

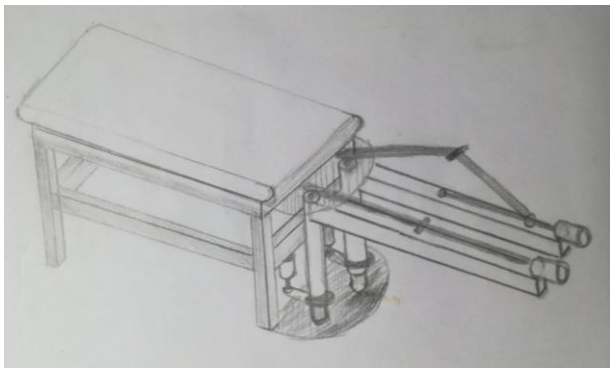


Figura 37. **Alterntiva 1**

Alternativa 2

En la (figura 36) se muestra un prototipo donde el paciente estará en una posición de trendelenburg para mejorar el movimiento de rehabilitación donde el sistema de transmisión de movimiento lo realizaran actuadores lineales para la comodidad del paciente se acolaron almohadillas.

Ventajas

- Comodidad del paciente
- Fácil sistema de accionamiento
- Poco mantenimiento

Desventajas

- Mayor costo
- Menor grado de libertad

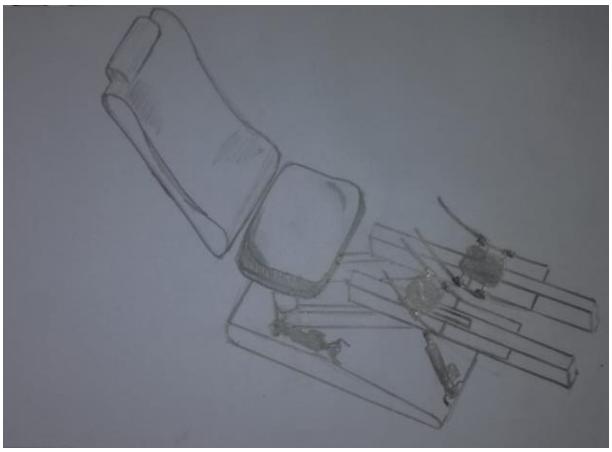


Figura 38. **Alternative 2**

Alternativa 3

Obteniendo el mejor resultado en el puntaje calificativo para la configuración de la máquina se procedió al diseño de la máquina con los elementos seleccionados en la matriz morfológica. En la (figura 37) se puede apreciar el prototipo el cual los movimientos serán efectuados por 4 actuadores lineales colocados estratégicamente en la base de la máquina y dos en la base de guía para pierna mejorando considerablemente el diseño en la libertad y para futuros mantenimientos.

Para el movimiento de extensión y flexión se seleccionó un tubo redondo de ASTM 36 de 3 mm se seleccionó este perfil pues por la fisionomía de cada persona la distancia de la almohadilla al centro de la base de la máquina no serán siempre las mismas y esto facilita que la almohadilla se deslice por toda la leva.

Ventajas:

- Mejor comodidad para el paciente
- Mayor libertad de movimiento
- Fácil mantenimiento
- Fácil manipulación en controles
- Fácil regulación

Desventajas:

- Sin desplazamiento

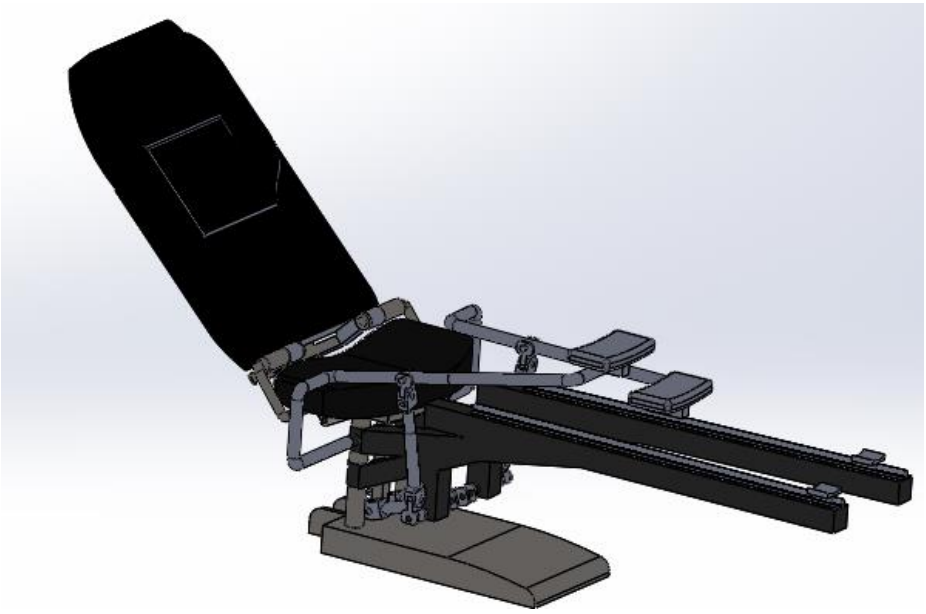


Figura 39. **Alternativa 3**

3.1.5 Análisis estático

El Análisis Estático se realizó en el programa SolidWorks Simulación para ello se calculó la mayor fuerza que resistirán cada pieza

Análisis estático de Base guía de pierna.

El peso promedio de la pierna de una persona equivale a 16 kg, donde la parte superior de la pierna tuene un peso de 11.5kg y la parte inferior unos 4.5kg, siendo la longitud total de 94cm con esa información calculamos los esfuerzos estáticos en la pierna en la cual vamos a generar un diagrama DLC (Sociedad 2016)

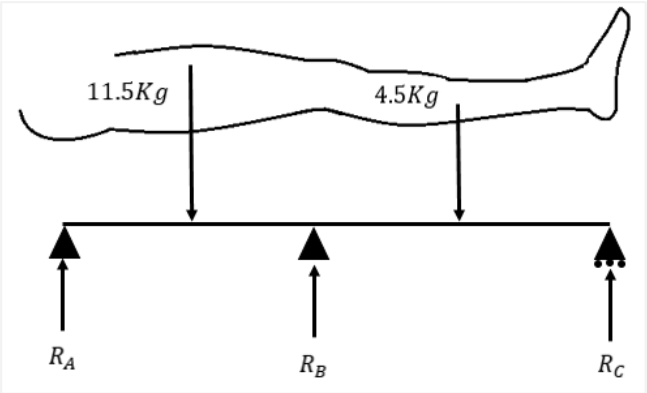


Figura 40. ***Diagrama DLC de la pierna.***

En este diagrama se genera las fuerzas que va a generar el peso de la pierna lo cual nos genera un resultado de fuerzas.

- Componentes de las fuerzas aplicadas:

$$\sum F = R_A + R_{B1} = 11.5Kg$$

$$R_A = 5.75Kg$$

$$\sum F = R_{B2} + R_C = 4.5Kg$$

$$\sum F = R_{B2} + R_C = 4.5Kg$$

$$R_{B2} + 2.25 = 4.5Kg$$

$$R_{B2} = 2.25Kg$$

- Componentes de los momentos flexionantes aplicadas:

$$\sum M = X. -11.5Kg + 2x. R_{B1} = 0$$

$$2XR_{B1} = X. 11{,}5Kg$$

$$R_{B1} = 5.75Kg$$

$$\sum M = Y. -4.5 + 2Y. R_C$$

$$2YR_C = 4.5Y$$

$$R_C = 2.25 \text{ Kg}$$

- Fuerza total en "B"

$$R_B = R_{B1} + B_{B2}$$

$$R_B = 5.75 + 2.25$$

$$R_B = 8.00Kg$$

$$\boldsymbol{R_B = 78.4\ N}$$

Análisis estático de Leva para pierna.

En el análisis de la leva para pierna se utilizó un material ASTM 36, tubo redondo de 1"x3mm, tomándose como carga puntual el peso de la pierna en el extremo, y la fuerza necesaria aplicada por el actuador.

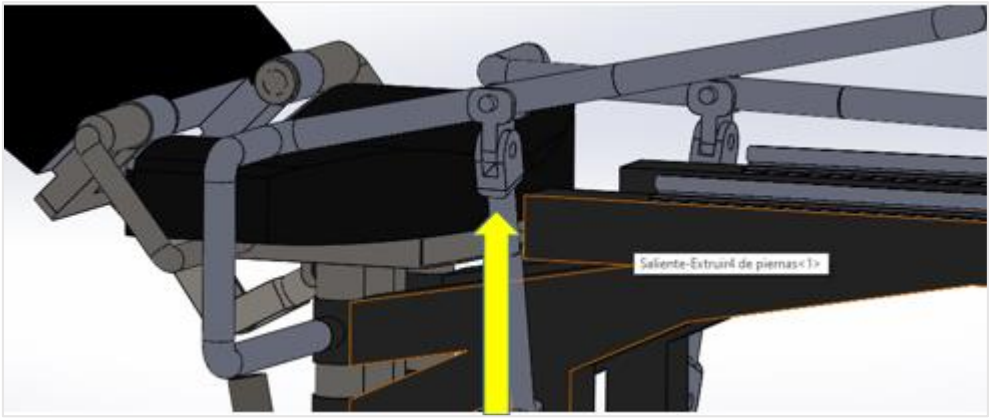


Figura 41. **Leva parte de la máquina**

Figura 42. **Diagrama DLC de Leva**

- Componentes de las fuerzas aplicadas:

$$\sum F = -R_A + R_B - 80 = 0$$

$$R_A = -168.42$$

- Componentes de los momentos flexionantes aplicadas:

$$\sum M = 0.19 * R_B + (0.59)(-80) = 0$$

$$0.19 * R_B = 47.2$$

$$R_B = 248.42\ N$$

3.1.6 Simulación de las cargas aplicadas a las partes más críticas de la máquina

Una vez que se realizaron los cálculos de las fuerzas aplicadas en la estructura se utilizará el software SOLIDWORKS.

Para la simulación de análisis estático para la base guía de la pierna se seleccionó un material comercial ASTM 36 tubo rectangular 1x1$\frac{1}{2}$X2mm, aplicándose una carga distribuida de 4.5kg.

Para la leva de la pierna se obtuvieron unas fuerzas puntuales de 168.42N y 248.42N se seleccionó un tubo redondo de1”x3mm de espesor de un material comercial ASTM 36.

La base principal de la máquina rehabilitadora soportará el peso total de la persona a rehabilitarse más el peso de los accesorios y materiales utilizados en la máquina, con ello el esfuerzo realizado por la base guía de la pierna quien realiza tención y comprensión optando por un tubo redondo de material comercial ASTM 36 de $1\frac{1}{2}$” de diámetro y 2.5mm de espesor.

Simulación de carga estática base guía de la pierna

- **Von** Mises σ = 4.166x10^7(N/m^2)

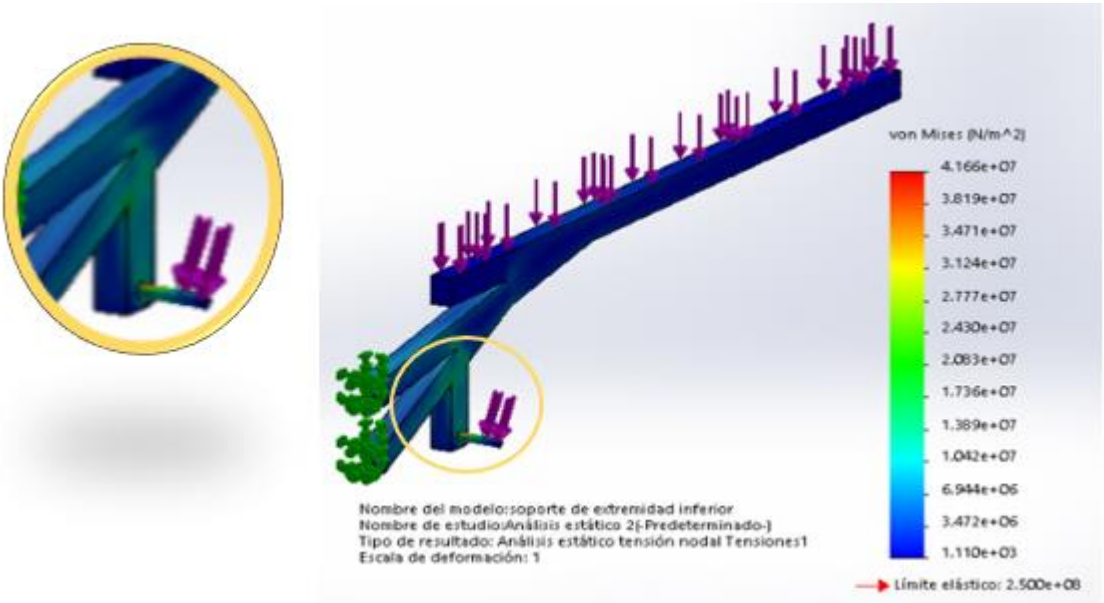


Figura 43. **Análisis estático Vom Mises**

- **Deformación del tubo rectangular = 4.086x10^-1(mm)**

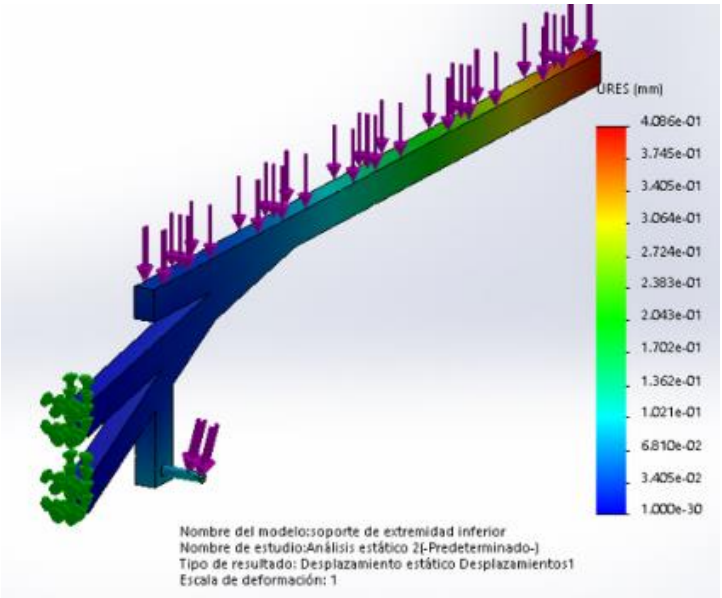


Figura 44. **Análisis estático de deformación**

- **Factor de seguridad (Fs) Max = 3 Min = 6**

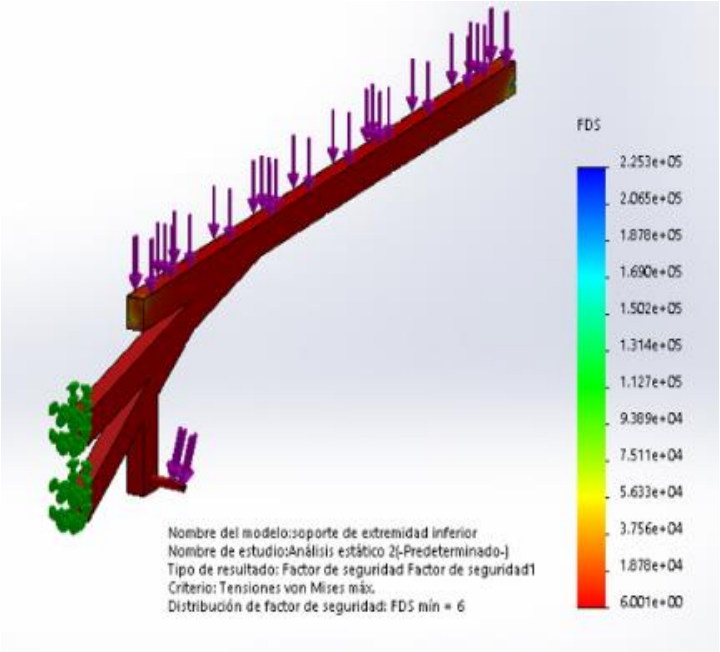


Figura 45. **Análisis factor de seguridad**

Simulación de carga estática en leva de la pierna

- **Von Mises σ = 6.988x10^7(N/m^2)**

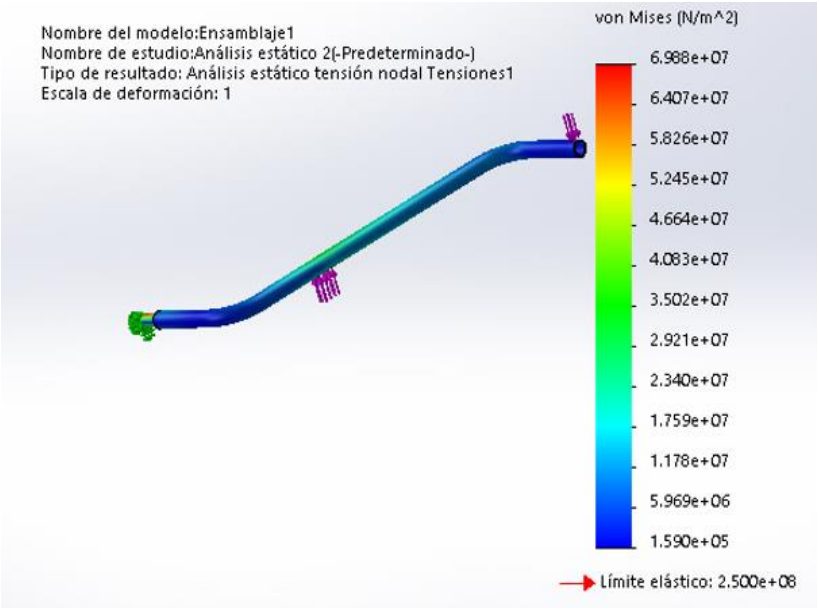


Figura 46. **Análisis de von Mises**

- **Deformación del tubo redondo. =1.04 mm**

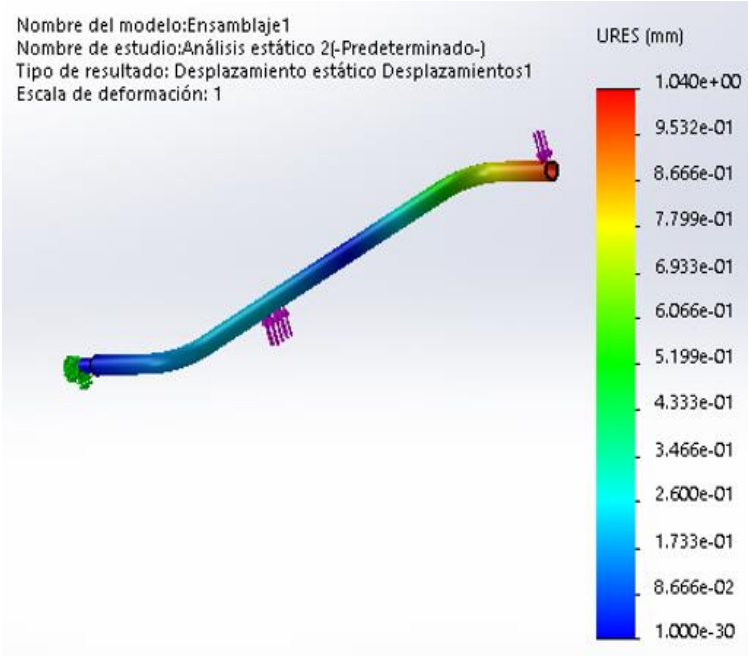


Figura 47. **Análisis de deformación**

- **Análisis de factor de seguridad Max = 3 Min= 3.6**

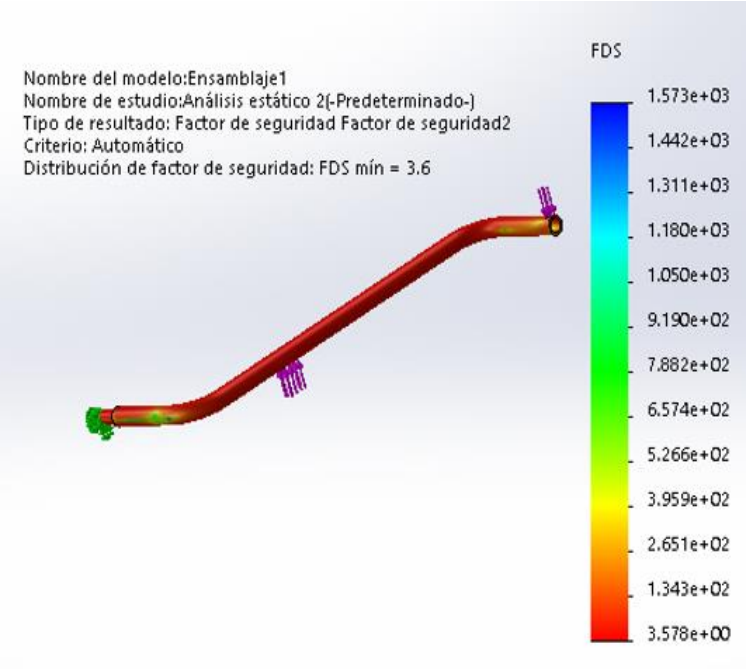


Figura 48. **Análisis de Factor de Seguridad**

Simulación de análisis estático del tubo de base de la maquina

- **Von MISES = 3.434x10^7(N/m^2)**

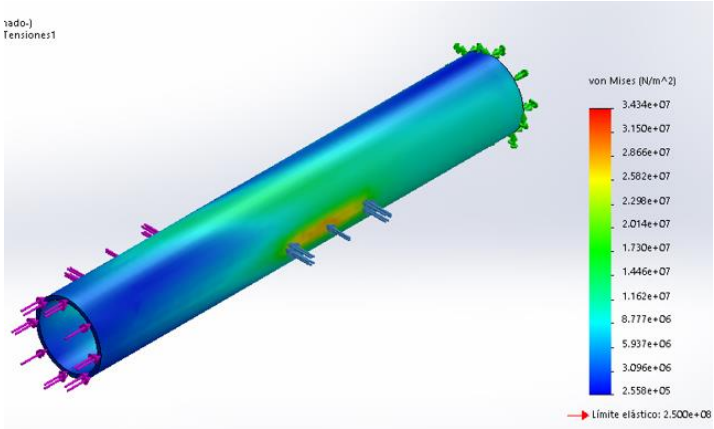


Figura 49. **Análisis de Von Mises**

- **Análisis de deformación. =7.941 mmx10^-2**

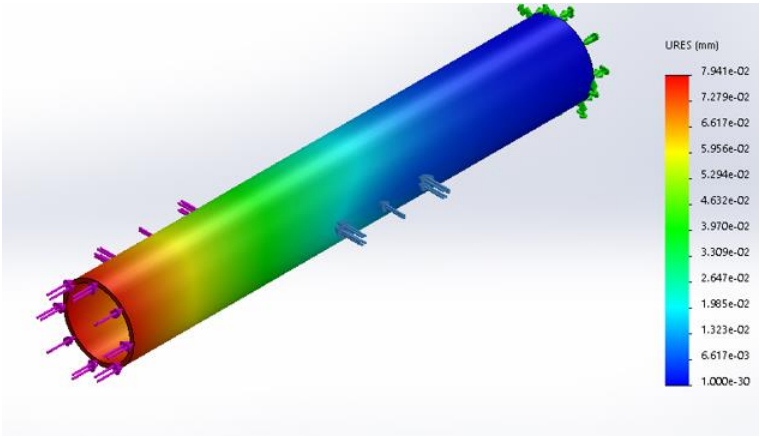


Figura 50. **Análisis de deformación**

- **Análisis de factor de seguridad Máx. = 3 Min= 7.3**

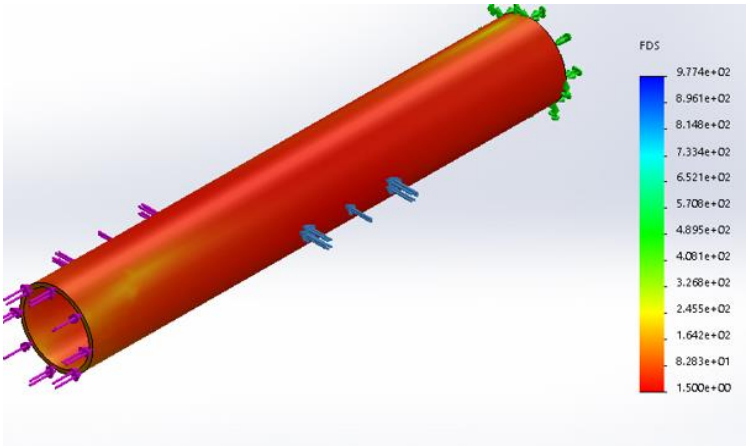


Figura 51. **Factor de seguridad**

3.1.7 Programación en Arduino Mega

Se utilizaron los siguientes componentes:

- **Arduino Mega**
- **Diodos 1N4007GL**
- **Resistencia de 10k**
- **Pulsadores**
- **Potenciómetro lineal de 10k**
- **Actuadores lineales de 12/24VDC**
- **Driver L298N**

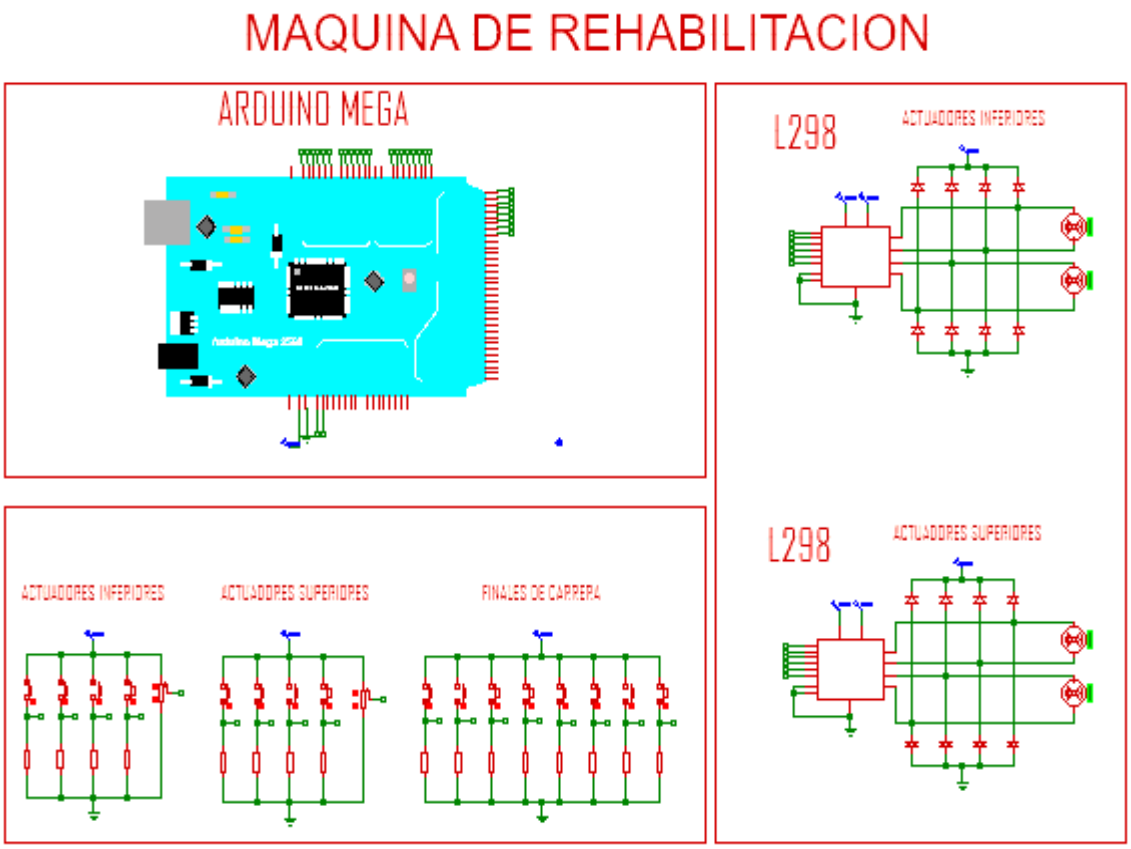


Figura 52. **Esquema de automatización**

3.1.8 Circuito de programación

Para la ejecución de movimiento de la máquina rehabilitadora se empleará una placa de arduino mega y dos DRIVER L298, este dispositivo se seleccionó pues el arduino uno solo puede comandar 2 servomotores, en cambio en este diseño se emplearán cuatro actuadores lineales de salidas digitales de 24v de alimentación. Se seleccionaron los actuadores con finales de carrera para que no sobrepase el límite de extensión.

Para los ejercicios de una pierna se empleará: un actuador para los movimientos de extensión y flexión y otro para los movimientos de abducción y aducción.

El sistema será comandado por el mismo paciente donde ejecutara el movimiento horario y anti horario de cada actuador por ello se emplearon dos pulsadores por actuador.

Por lo recolectado en la entrevista a los fisioterapeutas los movimientos serán lentos conforme al progreso del paciente, por ello se dispuso a instalar un potenciómetro de 10kΩ que regulará la velocidad de cada actuador. Se seleccionó un potenciómetro con esas características para mejorar la precisión en la manipulación de las velocidades.

Para la protección del puente h del DRIVER L298 se colocaron diodos rectificadores.

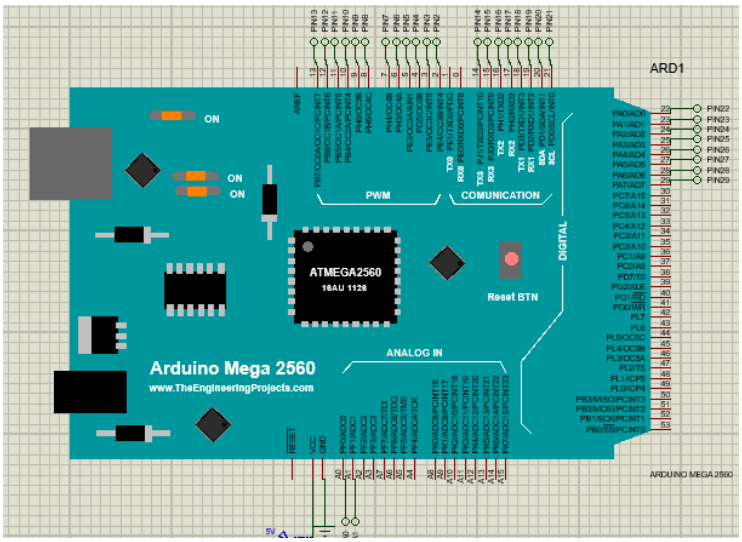
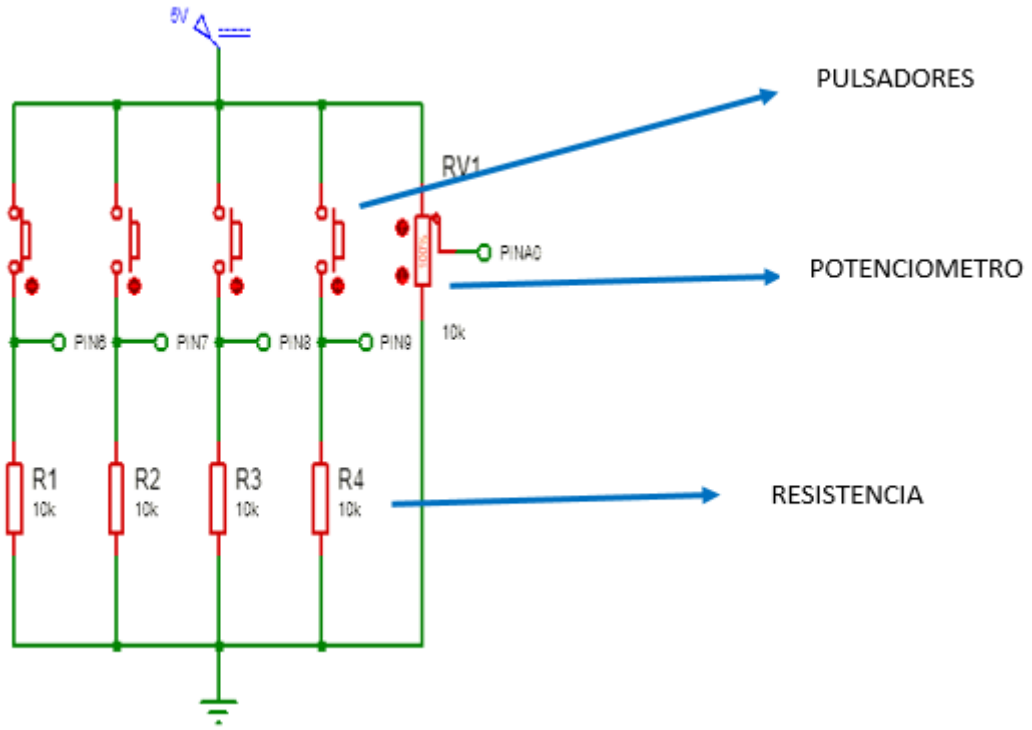
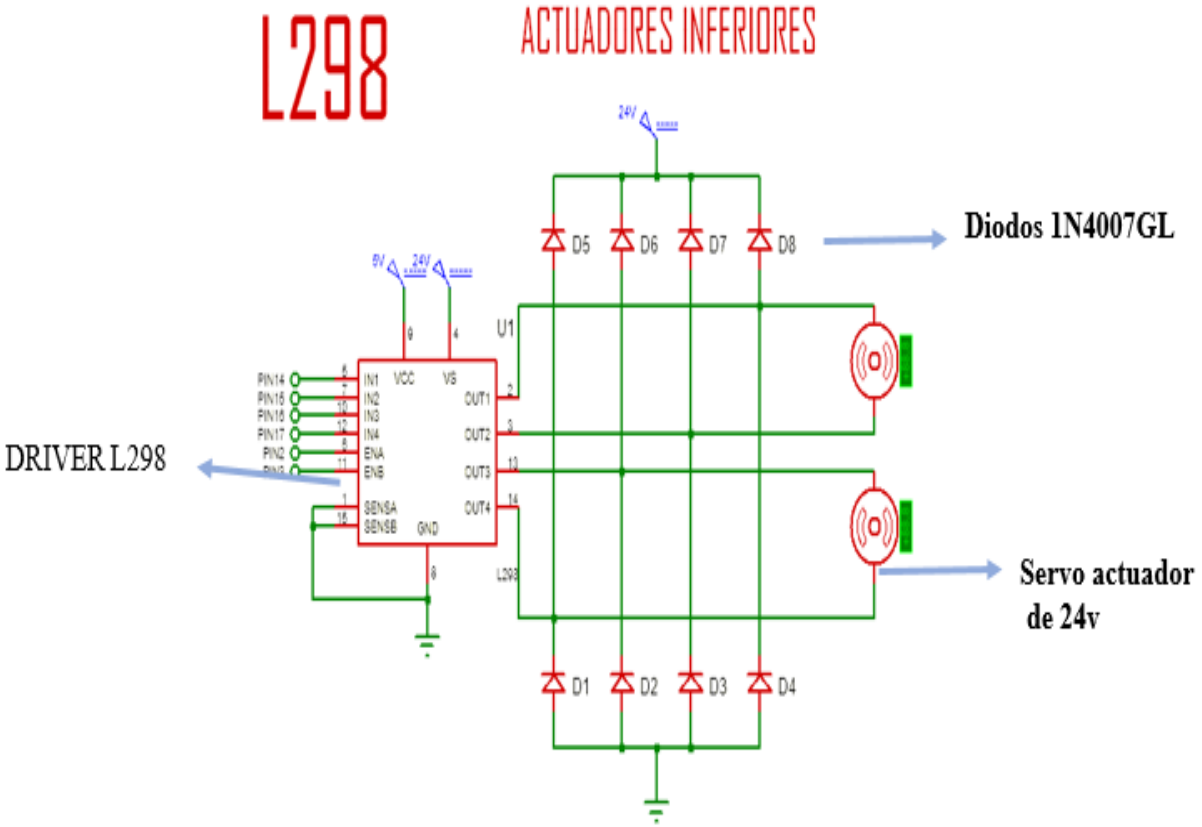


Figura 53. **Placa Arduino Mega**

ACTUADORES INFERIORES



ACTUADORES INFERIORES



3.1.9 Selección de actuador lineal

La selección del actuador se da atravez de la carga adecuada para el movimiento de la pierna y el cálculo que se generó para la selección del tipo de actuador que se va emplear. El actuador lineal que se selecciono tiene las siguientes características:

Actuar lineal (Serie LMR03)

- Carga hasta 6000N
- Velocidad lineal hasta 25mm/s.
- Carrera estándar: 100,150,200,300mm
- Carcasa y tapa posterior en aluminio
- Vástago del cilindro en aluminio

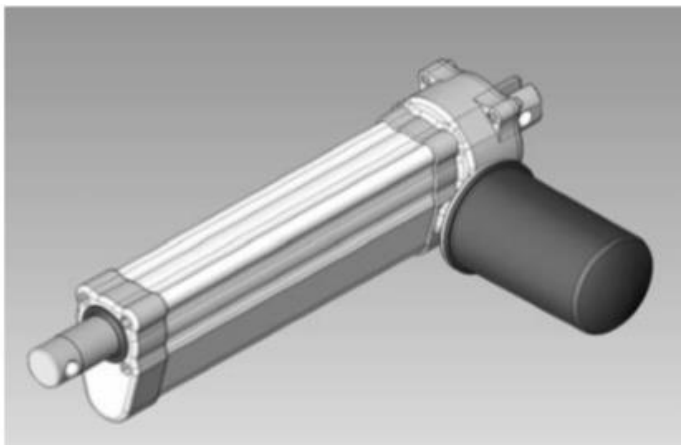


Figura 54. **Actuador lineal**

- **Carrera del actuador:**

CARRERA	LONGITUD	
	Lc(mm)	La(mm)
C100	230	330
C150	280	430
C200	330	530
C250	380	630
C300	430	730

Tabla 1. **Carrera del actuador**

- **Características con motor cc 24V:**

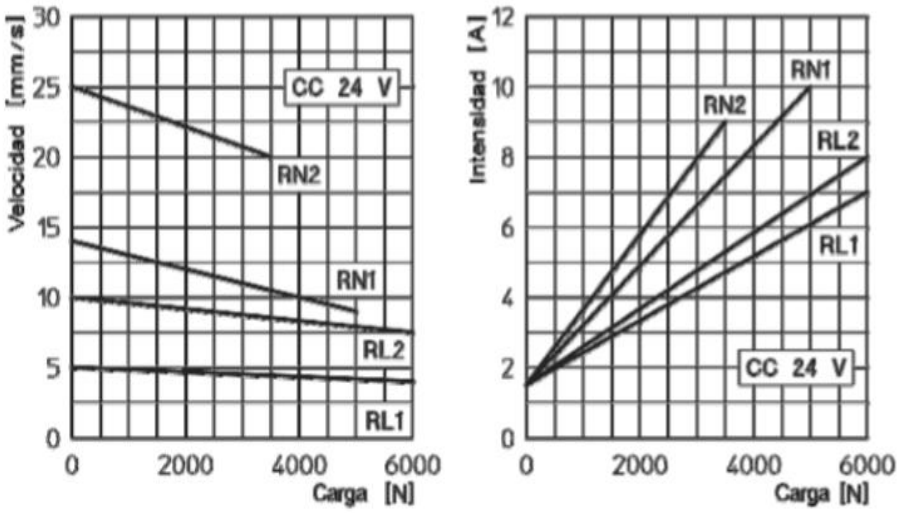


Figura 55. **Diagram de carga/ velocidad**

- **Dimensiones:**

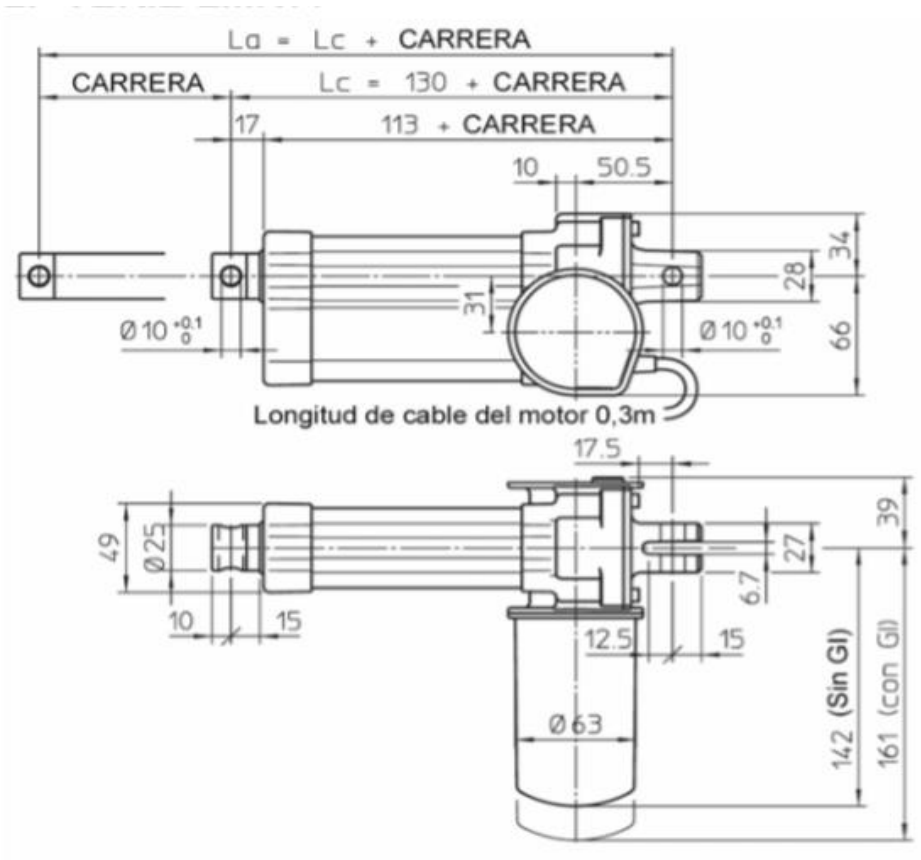


Figura 56. **Dimensiones del actuador**

3.1.10 Evaluación Económica completa

Se detallarán a continuación los diferentes precios de cada parte planteada del diseño desde el inicio del proceso de la máquina rehabilitadora de extremidades inferiores. Los costos son cotizados en la parte mecánica y soldado "COMERCIAL 3A AMSEQ" en al cual representa la mejor calidad en el material y costos.

- **Materiales:**

DESCRIPCION	*CANTIDAD*	*UNIDAD*	*PRECIO UNID*	*TOTAL S/.*
Tubo rectangular 1" por 1.1/2" de 2m	1	unidad	44.20	44.20
Tubo Redondo 1" por 1.1/2 de 2.5mm	1	unidad	74.00	74.00
Tubo Redondo de 1" de 2,5mm	3	unidad	59.70	59.70
Platina de 2" por 1/4	1.5	Metro	16.50	16.50
Platina de 1" por 1/4	2	Metro	7.50	7.50
Corredera de aluminio	4	unidad	12.00	12.00
Angulo de 2" por 2mm	2	Metro	18.00	18.00
Plancha galvanizada 40x60	1	m2	35.00	35.00
Varilla de ½ liso	1	unidad	18.50	18.50
Soldadura 6011	5	Kg	12.50	62.50
Fuente de alimentacion de 24V		Unidad	45.00	45.00
Pintura base sincromato	1	Galón	35.00	35.00
Asiento forrado	1	unidad	60.00	60.00
Pintura blanca	1	Galon	65.00	65.00
Arduino Mega	1	unidad	45.00	45.00
Diodos 1N4007GL	16	unidad	0.20	1.60
Potenciometros lineales de 10k	2	unidad	2.00	4.00
Actuador lineal de 12/ 24V DC	4	unidad	130	520
Pasadores 1"	20	unidad	0.3	6
Aranedas 3/8"	20	unidad	0.3	6
Pernos 3/8"x 2"	20.00	unidad	0.80	16.00
Pernos de anclaje de 2"	4.00	unidad	3.00	12.00
Disco de corte de 5"	6.00	unidad	4.50	27.00
Disco de amolar de 5"	6.00	unidad	6.00	36.00
Lija 200 de Fierro	2.00	unidad	2.00	4.00
Thiner acrilico P-55	2.00	unidad	15.00	30.00
			TOTAL S/.	**1260.5**

Tabla 2. **Costo y prosupuesto**

- **Manufactura:**

DESCRIPCION	**TOTAL S/.**
Automatizado	500.00
Mano de obra	1000.00
OTROS	100.00
PRECIO TOTAL S/.	**2600.00**

Tabla 3. **Manufactura**

- **Costo total:**

DESCRIPCION	**TOTAL S/.**
Materiales	1260.5
Manufactura	1600.00
Precio unitario	2860.5
IGV	0.18%
PRECIO TOTAL S/.	**3,375.5**

Tabla 4. **Costo total**

La elaboración del proyecto tendrá un costo total de S/. 3,380

3.2 Discusión de resultados

La entrevista se realizó a 2 físicos terapeutas y 2 traumatólogos de la clínica san juan de dios, teniendo a su cargo 5 personas discapacitadas, el ejercicio es una hora y media por día y tres veces por semana por paciente; con el apoyo de un físico terapeuta para la realización de los movimientos.

La teoría fue recolectada por recomendación de el medico a cargo como enciclopedias, libros para un entendimiento más profundo de la anatomía del cuerpo humano.

En el diseño se utilizaron modelos de máquinas rehabilitadoras con función semejante. Por lo obtenido en la entrevista el diseño se desarrolló con el requerimiento de los fisioterapeutas tomando como base los ángulos de desplazamiento de la pierna, el tiempo adecuado para la rehabilitación y la interacción del fisioterapeuta con el paciente.

Se obtuvieron las dimensiones promedio para el diseño de cada elemento; teniendo en cuenta que los pacientes no tienen el mismo tamaño se seleccionó un sistema que se adecue a la fisionomía de los pacientes sin variar su desempeño. Se propuso que el mecanismo sea controlado por el paciente regulando su velocidad y su desplazamiento para obtener una adecuada rehabilitación, Se seleccionaron los materiales a emplearse teniendo en cuenta espesor y el perfil que más se adecue al diseño. Para la leva de la pierna se optó por un perfil de mayor espesor para aumentar la resistencia a la flexión.

Teniendo el diseño adecuado se calcularon las fuerzas para la simulación del análisis estático. Con ello se seleccionó el espesor de cada elemento mejorando su factor de seguridad y disminuyendo la deformación.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- Se logró diseñar la máquina de rehabilitación de extremidades inferiores con las sugerencias de los pacientes que nos dieron de acuerdo a la encuesta que isimos al inicio del trabajo de investigación.
- El diseño mecánico basado en actuadores y una automatización presenta grandes ventajas en cuanto la posibilidad de transmisión de movimiento el cual va a tener el paciente un gran avance en su terapia.
- El diseño, cumple con los movimientos que debe iniciar las personas al inicio el tratamiento de rehabilitación de la rodilla los cuales son los primeros ejercicios que debe hacer una persona al comenzar una rehabilitación.
- La máquina de rehabilitación va a contar con un sistema automatizado lo cual va ser manejado por el mismo paciente de acuerdo al criterio de su recuperación la cual va a tener diferentes velocidades dependiendo de cada persona.
- Consideramos 3 alternativas de solución siendo el más factible la alternativa (3), ya que es la opción con mejor configuración técnica, y tener un diseño más conciso menos complejo y de mejor maneja para los pacientes. Los diseños paramétricos desarrollados a través de el software tienen un coeficiente de seguridad mayor a 1,5 lo que favorece al diseño.
- Se seleccionó el material adecuado para disminuir el costo y tener un coeficiente de seguridad optimo en el diseño de la máquina.
- El costo total de la máquina es de 3,780 la cual está diseñada para hacer dos tipos de movimientos los cuales son los principales para el comienzo de su terapia.

RECOMENDACIONES

- Mantener lubricado los eslabones y el sujetador de la guía del tobillo cada cierto tiempo.
- Evitar la carrera máxima del actuador por precaución
- Tener en cuenta la supervisión de un mayor de edad cuando el paciente sea un niño en el control de mandos.
- Colocar una guarda en los eslabones por precaución de cualquier agarre en los dedos o cualquier prenda suelta.
- Sujetar correctamente la parte inferior de la rodilla en la máquina para que se dé un buen trabajo.
- Supervisar la velocidad de los actuadores antes de empezar la terapia.

IV. REFERENCIAS

Segura otoya, J. (2015). Influencia de la deficiente inclusión social de las personas con discapacidad en formación laboral en el área de salud, personas con discapacidad y bienestar social de la municipalidad provincial de chepen.

Araujo, P., & Díaz, M. (2017). Diseño de dispositivo robótico para rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores.

Franco, R., & Zuluaga, R (2016). Sistema de rehabilitación de miembro inferior interconectado con videojuegos: una potencial aplicación para víctimas de minas antipersonales.

Fabri, S,. & Lacase, F (2015). Rehabilitación de los esquinces de rodilla: tratamiento funcional

Salinas machicao, C. (2017). Discapacidad física y su influencia en la inserción laboral de las personas con discapacidad de la asociación de limitados físicos- ALFIP, Puno (tesis).

Nagua. C., & Tupiza, Y. (2015). Diseño y construcción de prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esquince de tobillo.

Erazo, S., Tene, E. (2015). Diseño mecánico y simulación de un equipo para rehabilitación muscular de extremidades inferiores.

Estrada López, U. (2013). Desarrollo de un equipo auxiliar para rehabilitación de pacientes con lesiones en la rodilla de bajo costo.

Kimmelman, E. (2003). Correspondence between ISO 9001:2008 and ISO 13485:2003 and the US Quality System Regulation. GPA

Fuentes, M., Benavet, B., Moreno, E., et al. (2002). Diseño e implantación de un enfoque de gestión de la calidad basado en las normas ISO 9000.

H. Cullin, J.-L. Guillemain. (2012). Rehabilitación de la ligamentoplastia del ligamento cruzado posterior de la rodilla.

Ideal. Es. (2016). Peso de cada parte de nuestro cuerpo aproximadamente. Recuperado de https://www.ideal.es/sociedad/201604/08/cuanto-pesa-cada-parte-20160408101423.html

3D CAD Portal (2017-2019). SolidWorks. Monterrey, México: 3D CAD Portal, 1er Portal CAD CAM CAE en Español. Recuperado de http://www.3dcadportal.com/solid-works.html.

Hibbeler, R. C. (1996). Ingeniería mecánica dinámica. *Universitario*, 82.

SolidWorks (2002-2019). SOLIDWORKS Simulation. España: Dassault Systemes SolidWorks Corporation. Recuperado de https://www.solidworks.com

Cerna soto, D. A.(2016). Diseño mecánico de un equipo para la rehabilitación de la movilidad de tobillo empleando un mecanismo paralelo. (Lima)

Mott, R. L.(2006). Diseño de elementos de máquinas. México

Obando herrera, F. A. (2015). Diseño y construcción de un sistema para transformar energía mecánica de una máquina elíptica de ejercicios en energía eléctrica para cargar dispositivos de bajo voltaje. Quito.

Richard, G. B., & J. Keith, N (2008). Diseño en ingeniería mecánica de shigley.

MANUAL DE INFORMACION ACTUADORES LINEALES. Cotransa comerciales de transmisiones, S.A. Obtenido de : www.cotransa.net

ANEXO 1

Rehabilitación de extremidades inferiores clínica San Juan de Dios

ANEXO 2

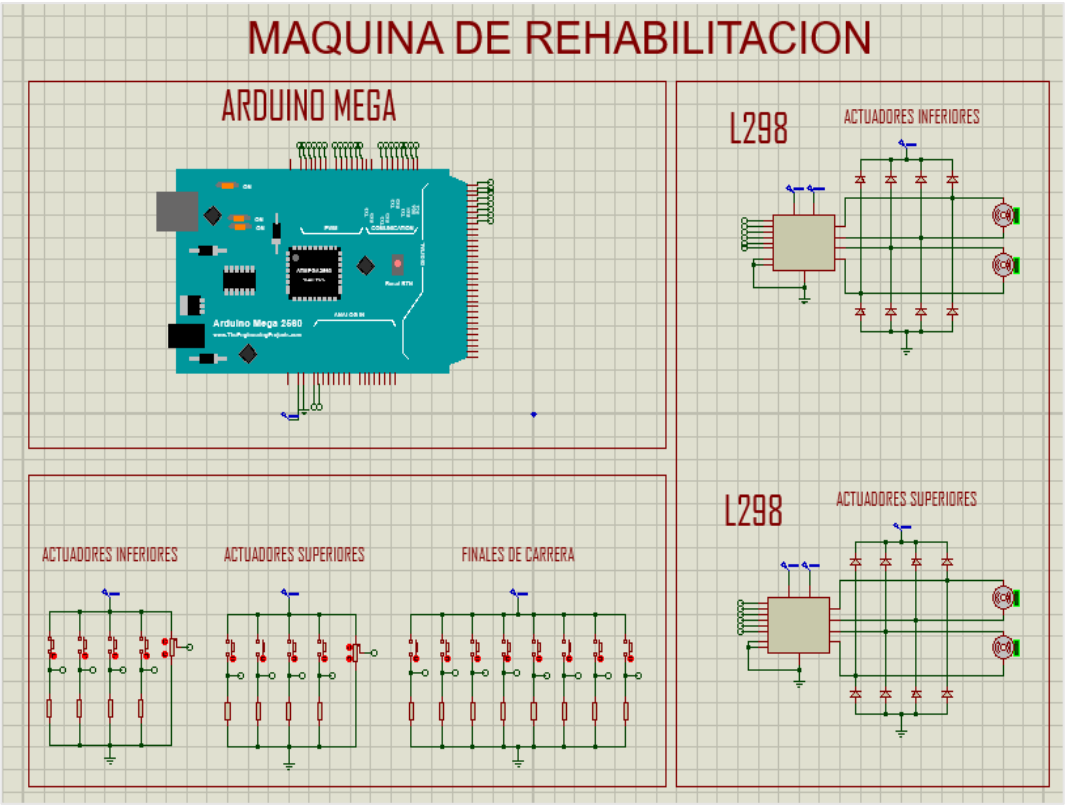
Flexión de pierna (rehabilitación)

ANEXO 3

Extensión de rodilla (rehabilitación)

ANEXOS 4

Programación y lenguaje en arduino



ANEXO 5

Lenguaje arduino (programación)

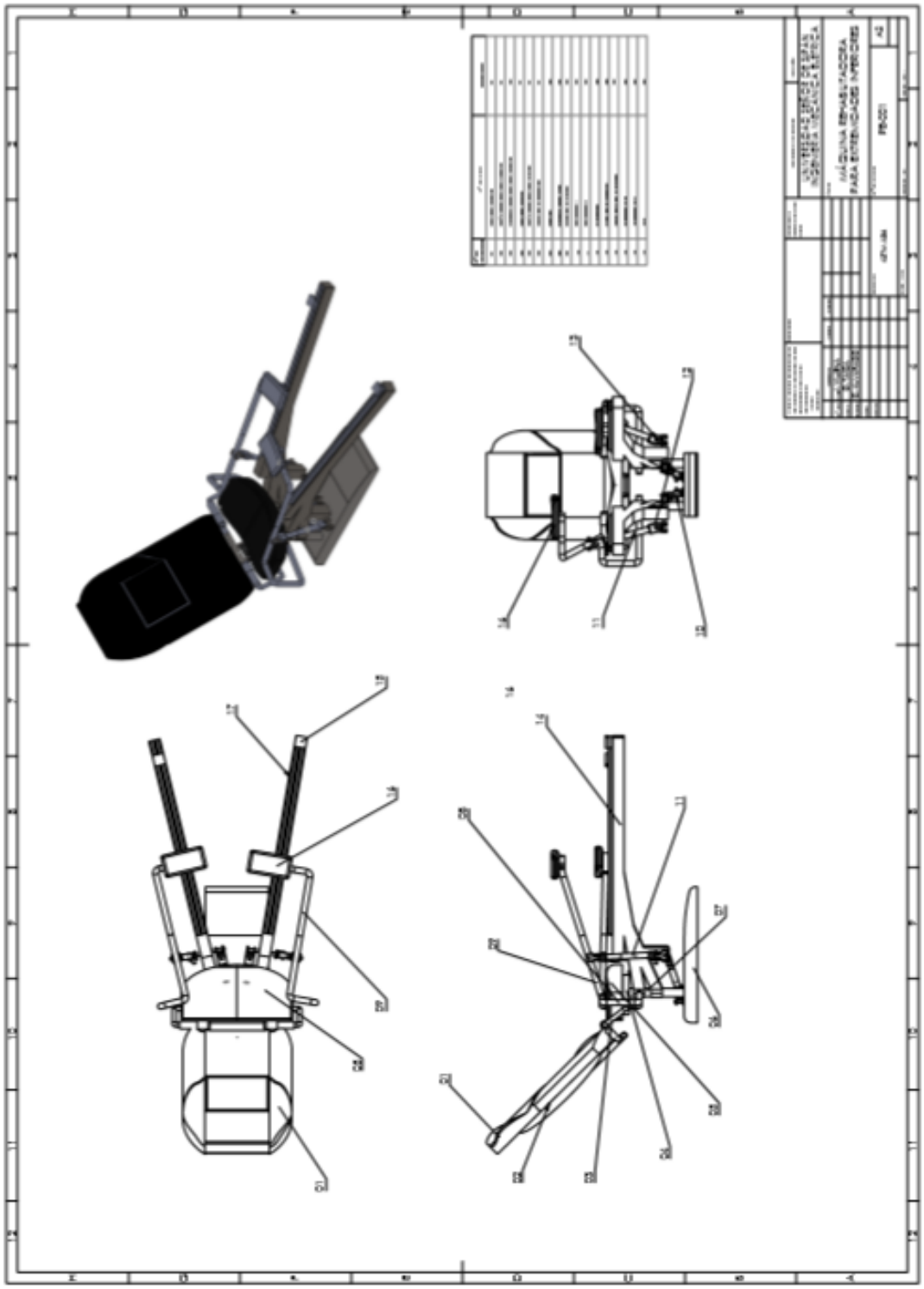
PROGRAMA_MAQUINA_REHABILITADORA

```
//ENTRADAS DE PULLSADORES Y POTENCOMETROS
int adelanteA   = 6;
int atrasA      = 7;
int adelanteB   = 8;
int atrasB      = 9;
int adelanteC   = 10;
int atrasC      = 11;
int adelanteD   = 12;
int atrasD      = 13;
int velocidad1  = A0;
int velocidad2  = A1;


//SALIDAS DRIVER L298
const int pwm1 = 2;       //pin que define velocidad actuaodres A
const int pwm2 = 3;       //pin que define velocidad actuadores B
const int pwm3 = 4;       //pin que define velocidad actuaodres C
const int pwm4 = 5;       //pin que define velocidad actuadores D

const int salida1A = 14;  //pin que define direccion de actuador A
const int salida2A = 15;  //pin que define direccion de actuador A
const int salida1B = 16;  //pin que define direccion de actuador B
const int salida2B = 17;  //pin que define direccion de actuador B
const int salida1C = 18;  //pin que define direccion de actuador C
const int salida2C = 19;  //pin que define direccion de actuador C
const int salida1D = 20;  //pin que define direccion de actuador D
const int salida2D = 21;  //pin que define direccion de actuador D

//ENTRADAS DE FINALES DE CARRERA
const int SENSOR1A = 22;  //pin que define el limite de actuador A
const int SENSOR2A = 23;  //pin que define el limite de actuador A
const int SENSOR1B = 24;  //pin que define el limite de actuador B
const int SENSOR2B = 25;  //pin que define el limite de actuador B
const int SENSOR1C = 26;  //pin que define el limite de actuador C
const int SENSOR2C = 27;  //pin que define el limite de actuador C
const int SENSOR1D = 28;  //pin que define el limite de actuador D
const int SENSOR2D = 29;  //pin que define el limite de actuador D


//variables donde se almacenaran los valores de entrada
int estado_adelanteA  = 0;
int estado_atrasA     = 0;
int estado_adelanteB  = 0;
int estado_atrasB     = 0;
int estado_adelanteC  = 0;
int estado_atrasC     = 0;
int estado_adelanteD  = 0;
int estado_atrasD     = 0;

int estado_SENSOR1A = 0;
int estado_SENSOR2A = 0;
int estado_SENSOR1B = 0;
int estado_SENSOR2B = 0;
int estado_SENSOR1C = 0;
int estado_SENSOR2C = 0;
int estado_SENSOR1D = 0;
```

ANEXO 6

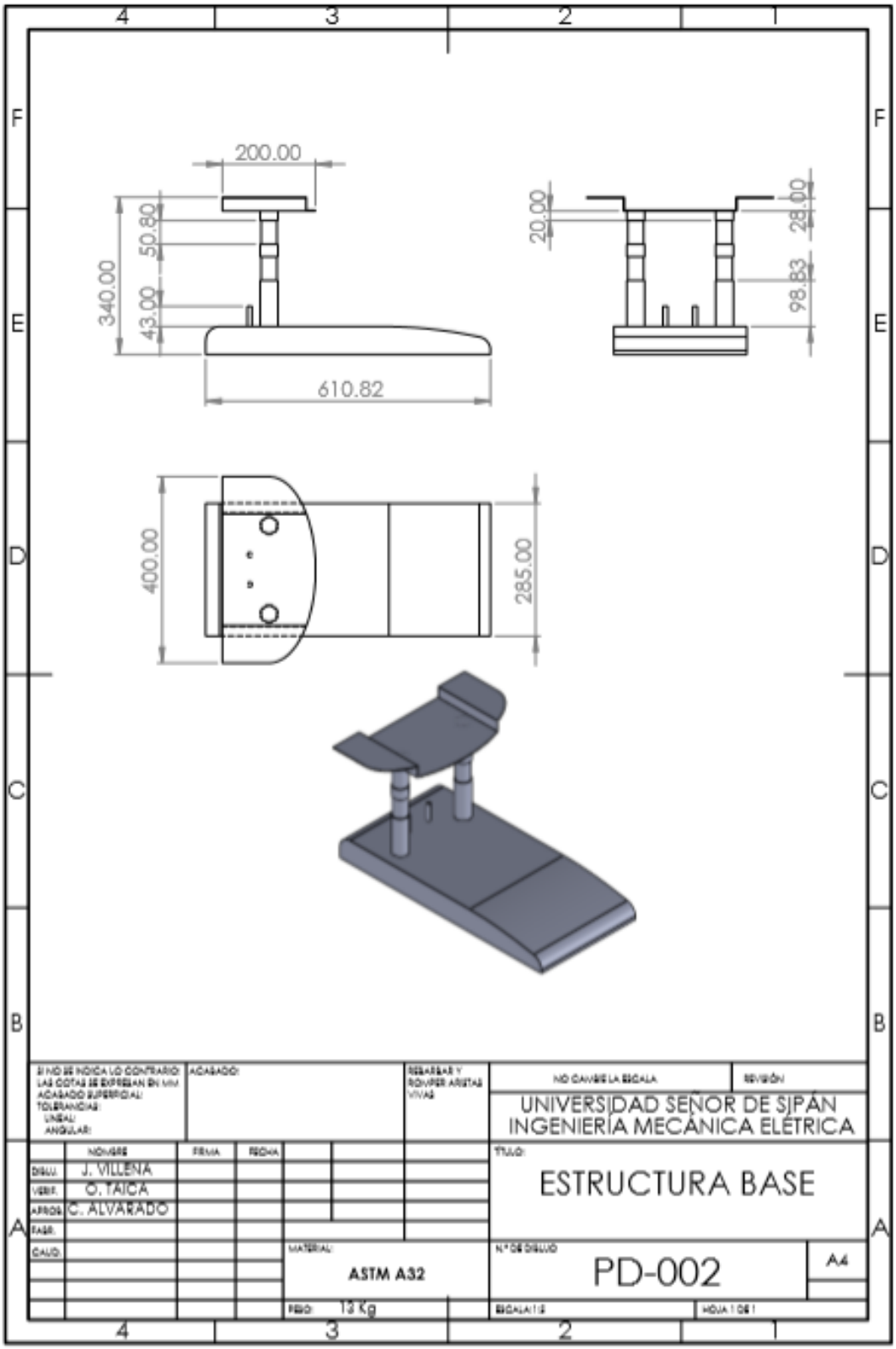
Planos del despiecede la máquina rehabilitadora

a. Descripcion de las partes de la máquina



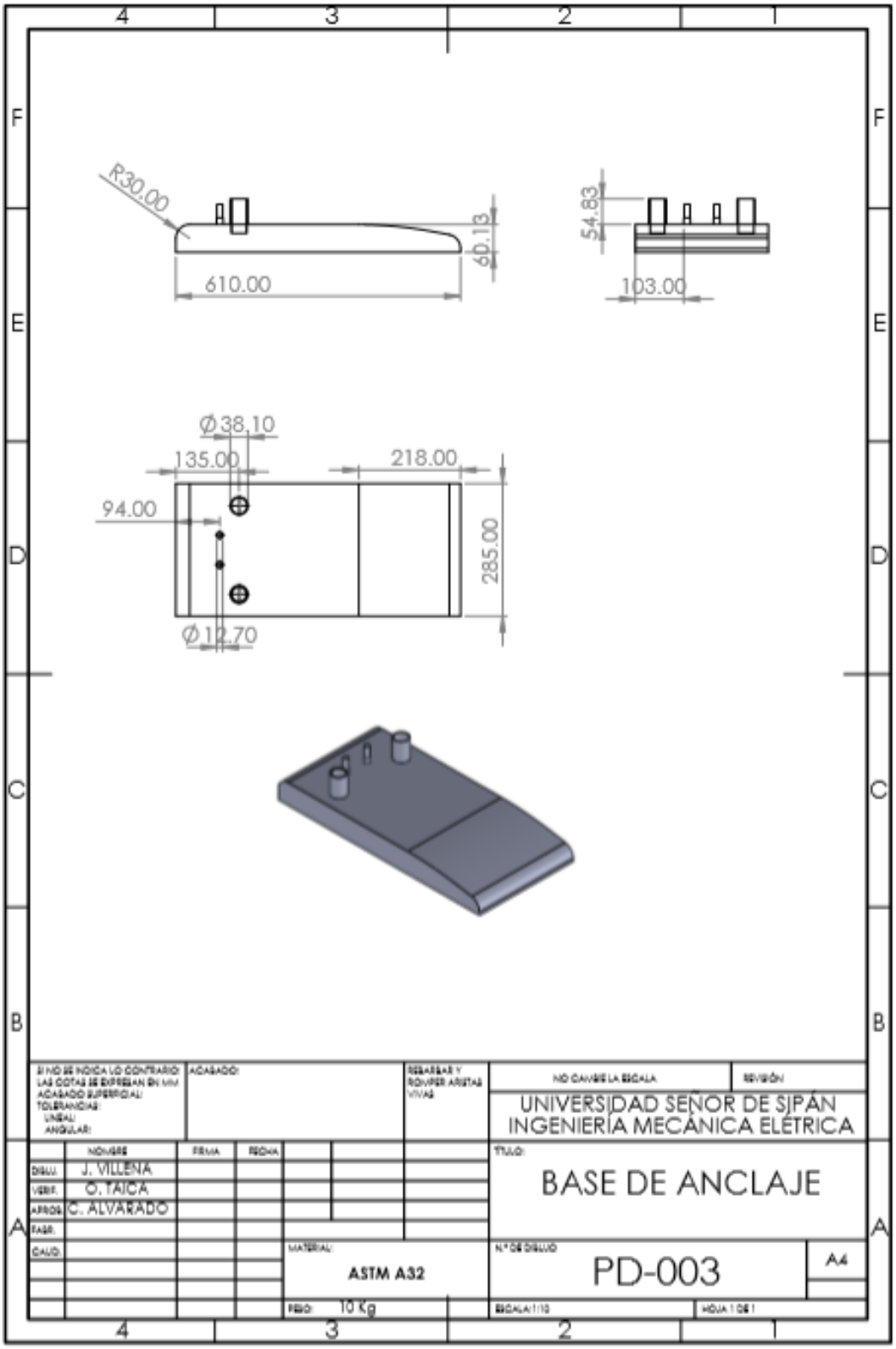
Fuente: Propio 2020

b. Base de maquina rehabilitadora



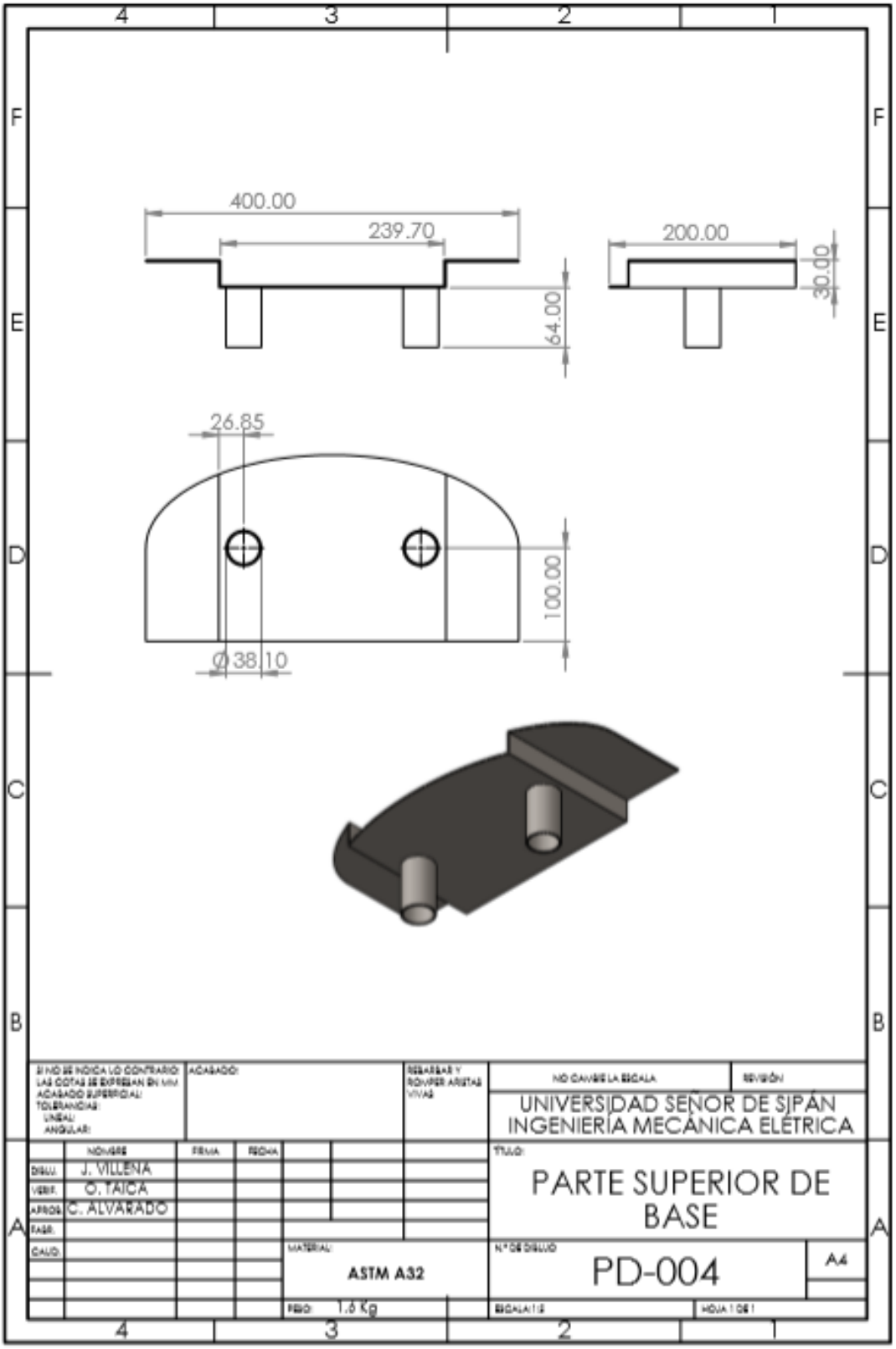
Fuente: Propio 2020

c. Base de anclaje



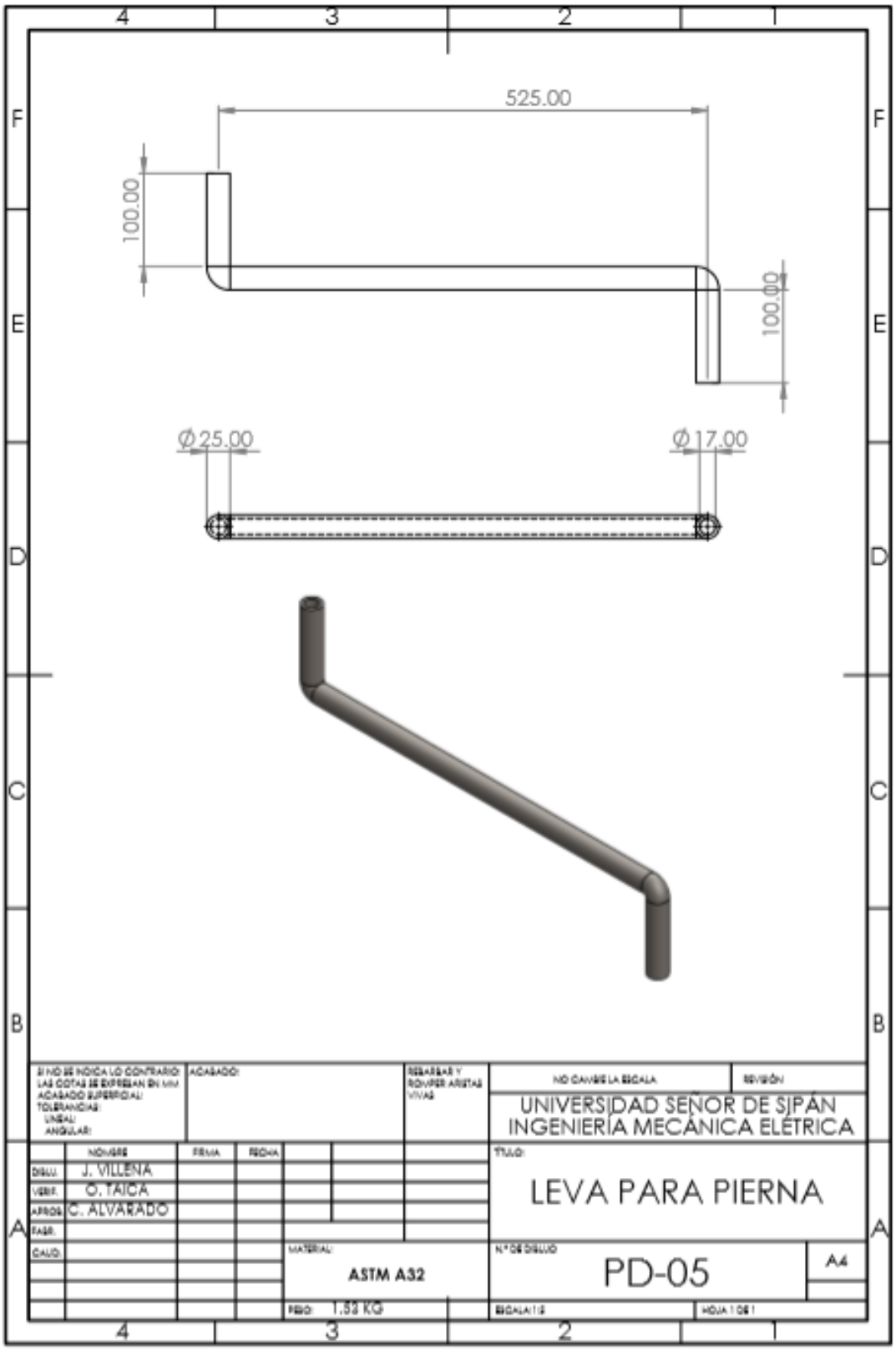
Fuente: Propio 2020

d. Bastidor inferior



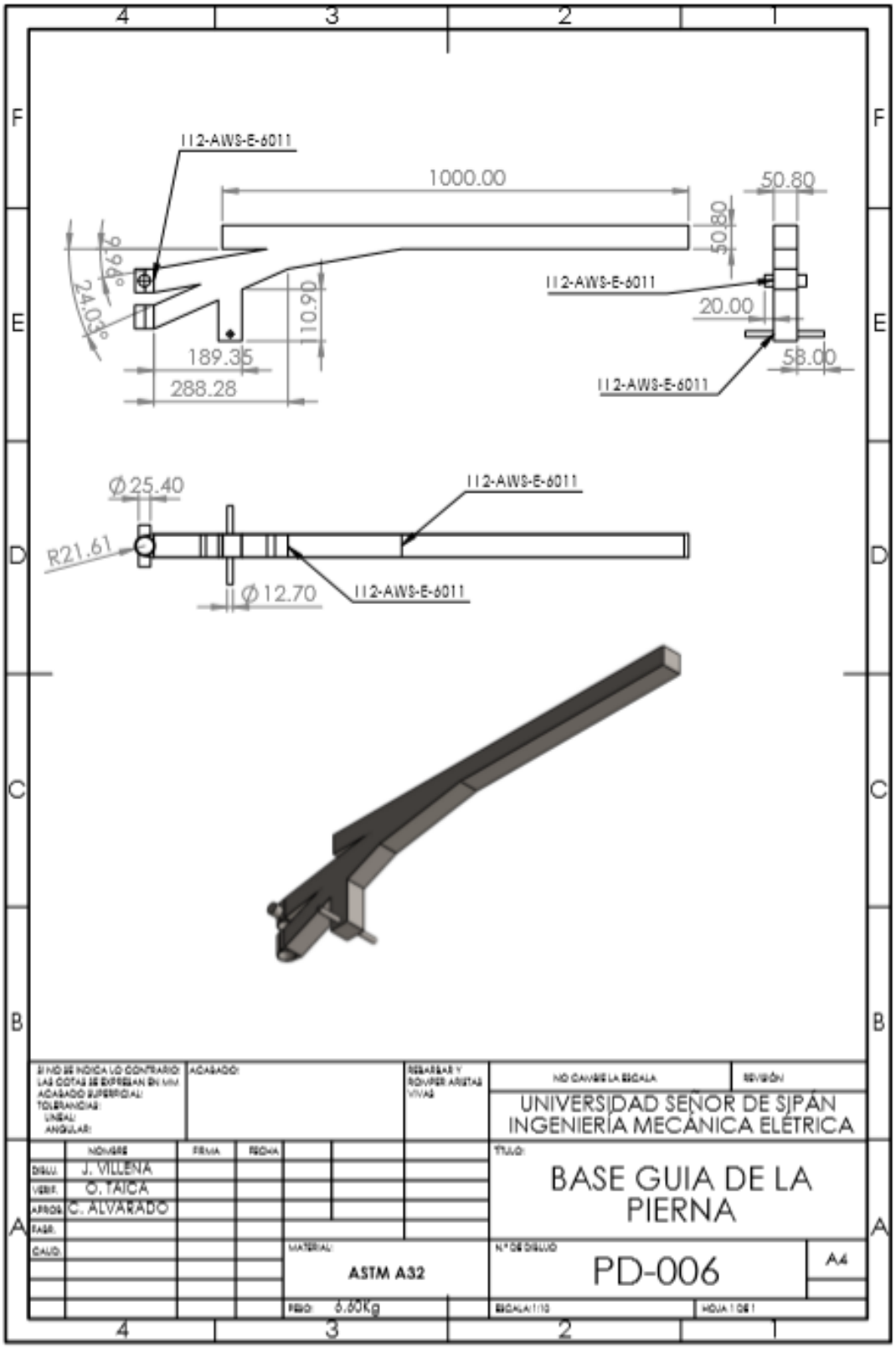
Fuente: Propio 2020

e. Leva para pierna



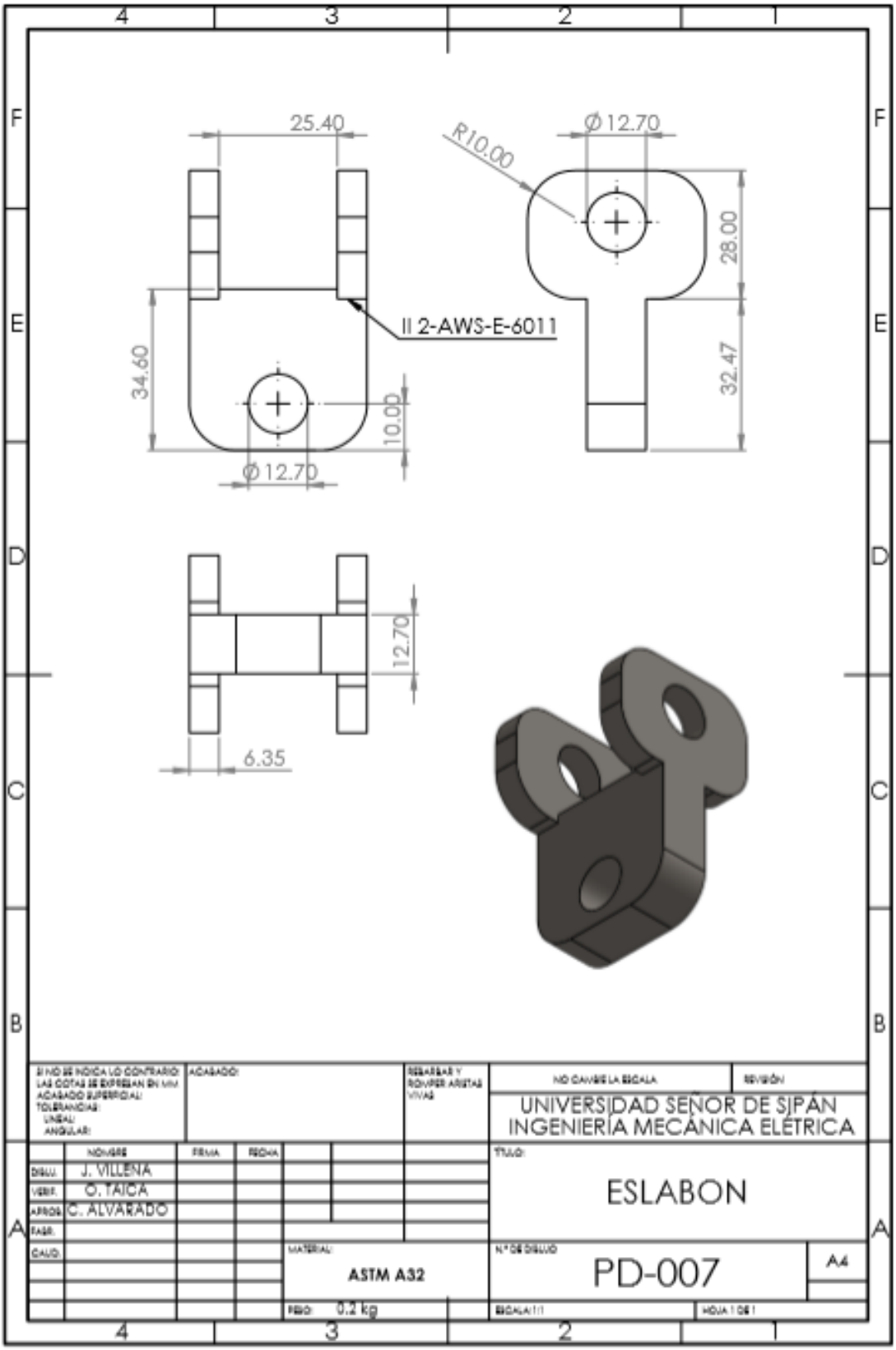
Fuente: Propio 2020

f. Base guia



Fuente: Propio 2020

g. Eslabon

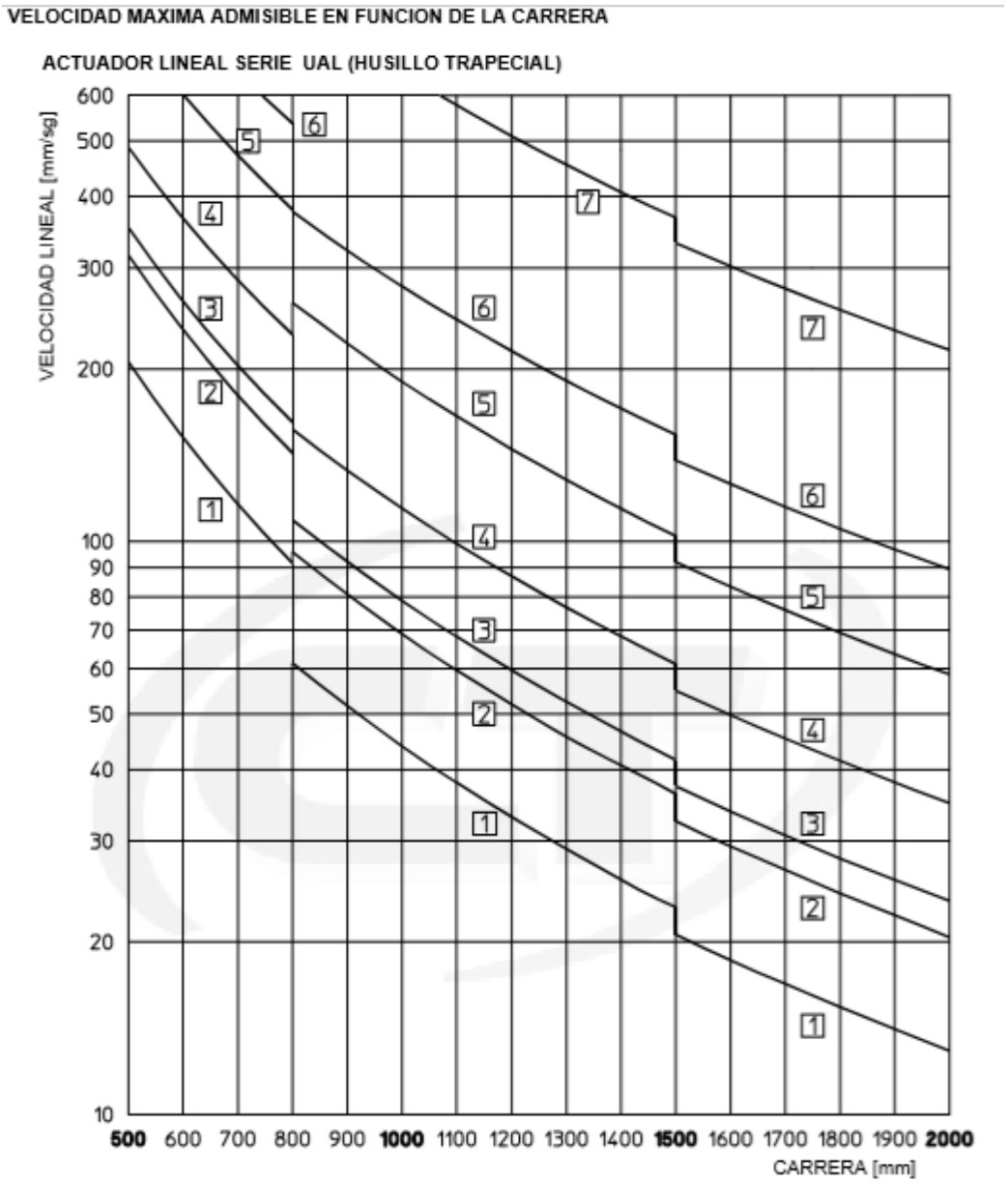


Fuente: Propio 2020

Documento de la marca de actuadores lineal y certificación

ANEXO 18

Diagrama de velocidad de carrera de actuador



Catálogo (ACEROS AREQUIPA)

ANEXO 19

Tubos dimensiones ACEROS AREQUIPA

TUBOS

Los Tubos Aceros Arequipa son los únicos que poseen un acabado perfecto, limpio de rebordes y costura uniforme. No tienen abolladuras en los extremos, lo que permite aprovechar todo el tubo. Libres de óxido y corrosión.

Contamos con una gama completa de medidas y acabados para todos los usos. Se abastecen largos especiales a pedido.

Tubo LAC ASTM A500

DESIGNACIONES Y PESOS NOMINALES en Kg/m

	Designación Nominal pulgadas	Dimensión exterior (mm)	Espesores (mm) 1.5	1.8	2	2.5	3	4	4.5	6
REDONDO DIAM. NOMINAL	1/2	21.3		0.866	0.952					
	3/4	26.7		1.105	1.218	1.492				
	1	33.4		1.403	1.549	1.905	2.249			
	1 1/4	42.2		1.793	1.983	2.448	2.900			
	1 1/2	48.3		2.064	2.284	2.824	3.351			
	2	60.3		2.597	2.876	3.564	4.239			
	2 1/2	73.0				4.347	5.179			
	3	88.9				5.327	6.355			
	4	114.3				6.892	8.234			
CUADRADO L.E.	-	25x25	1.061		1.460					
	-	30x30	1.300		1.700					
	-	40x40	1.770		2.244		3.320			
	-	50x50	2.250		3.122	3.872	4.316			
	2	50.8			3.122					
	-	75x75			4.500	5.560	6.810			
	-	100x100			6.165	7.675	9.174	12.133	13.594	16.980
RECTANGULAR L.E.	-	20x40	1.354		1.700					
	-	25x50	1.650		2.261					
	-	40x60	2.260		3.033	3.600	4.250			
	-	40x80			3.660	4.390	5.190			
	-	50x75					5.423			
	-	50x100			4.500	5.560	6.600	8.590		
	-	50x150			6.165	7.676	9.174	11.730		

Negro y Galvanizado

NORMAS TÉCNICAS DE FABRICACIÓN:

Las dimensiones, pesos y espesores se fabrican según la Norma ASTM A500.

DESCRIPCIÓN:

Tubo fabricado con acero al carbono laminado en caliente (LAC), utilizando el sistema de soldadura por resistencia eléctrica por inducción de alta frecuencia longitudinal (ERW).

Las secciones de fabricación son redondas, cuadradas y rectangulares.

PRESENTACIÓN:

Longitud

Redondos	:	6.40 y 6 m.
Cuadrados	:	6 m.
Rectangulares	:	6 m.

Otras longitudes a pedido.

Acabado de extremos: Refrentado (plano), limpio de rebordes.

Recubrimiento : Negro y Galvanizado (mínimo 120 gr/m²)

USOS:

Estructuras livianas y pesadas diversas, tijerales, postes, cercos perimétricos, carrocerías, etc.

PROPIEDADES MECÁNICAS:

Redondo:

	Grado A	Grado B
Resistencia a la Tracción (Mpa)	310	400
Límite de Fluencia (Mpa)	230	290

Cuadrado y Rectangular:

	Grado A	Grado B
Resistencia a la Tracción mín. (Mpa)	310	400
Límite de Fluencia mín. (Mpa)	270	315

ANEXO 20

Encuesta dirigida a la clínica San Juan de Dios

DIRIGIDO A LOS PACIENTES DE LA CLINICA SAN JUAN DE DIOS

Tema: MAQUINA PARA REHABILITACION DE PERSONAS DISCAPACITADAS DE EXTREMIDADES INFERIORES

EJEMPLO DE ENTREVISTA ESTRUCTURADA

Fecha: ____/____/_____

Nombre del Entrevistado: _____

OBJETIVO:

Conocer las flagencias del tratamiento para su recuperación en la clínica san Juan De DIOS que se dan durante su tratamiento y los factores que afectan su pronta recuperación.

PREGUNTAS:

1. ¿Cuántas veces recibe los masajes durante la semana?

_____
_____
_____
_____

_____

2. De los mencionados en la pregunta anterior, ¿cuantas veces deberías ser atendido para los masajes para que veas un mayor resultado?

_____
_____
_____
_____
_____

3. ¿Según usted, que debería implementarse para que venga más seguido y tener una pronta recuperación?

_____
_____

_____
_____
_____
_____

4. ¿Qué opinarías si tuvieras una máquina de rehabilitación en disposición para tus propios masajes cuanto influiría en tu recuperación?

_____
_____
_____
_____
_____

5. ¿Cree usted que teniendo una máquina de rehabilitación para sus masajes aumentaría la posibilidad de acelerar su mejoramiento?

_____
_____
_____
_____
_____

Entrevistador: _____

ELABORADO POR: **Céspedes Taica, Segundo Orlando**