



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA:

**“DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FUERZA PARA
MIEMBROS INFERIORES”**

AUTOR: WILMER ALEXANDER AGUIRRE VILLARREAL

DIRECTORA: ING. LUZ MARÍA TOBAR SUBIA CONTENTO, MSc.

IBARRA - ECUADOR

DICIEMBRE 2020



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
Cédula De Identidad:	0401847330		
Apellidos Y Nombres:	Aguirre Villarreal Wilmer Alexander		
Dirección:	Tulcán, Av. Crespo Toral y San Francisco		
Email:	waaguirre@utn.edu.ec		
Teléfono Fijo:	06-2981886	Teléfono Móvil:	0982916918
DATOS DE LA OBRA			
Título:	Diseño de un dispositivo de medición de fuerza para miembros inferiores		
Autor (Es):	Wilmer Alexander Aguirre Villarreal		
Fecha:	10/12/2020		
Programa:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO		
Título Por El Que Opta:	Ingeniera en Mecatrónica		
Director:	Ing. Luz María Tobar Subia Contento MSc.		

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, 7 de diciembre de 2020

EL AUTOR:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Wilmer Aguirre Villarreal', written in a cursive style.

Wilmer Alexander Aguirre Villarreal

C.I 040184733-0



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

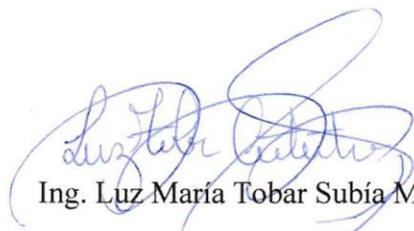
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

Magister Luz María Tobar Subía Contenido con cédula de identidad Nro. 1002444204, directora del presente trabajo de titulación certifica:

Que, el presente trabajo de titulación denominado: **“DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FUERZA PARA MIEMBROS INFERIORES”**. Ha sido desarrollado por el Sr. Wilmer Alexander Aguirre Villarreal bajo mi supervisión.

Es todo en cuanto puedo certificar en honor a la verdad.



Ing. Luz María Tobar Subía MSc
C.I. 1002444204
DIRECTORA

Ibarra, Diciembre 2020

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, a la Universidad Técnica del Norte en especial a todos los docentes de la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica quienes me brindaron sus conocimientos durante el tiempo que forme parte de esta prestigiosa institución.

De manera muy especial a mi directora de tesis, Ing. Luz María Tobar MSc., así como, a los asesores Ing. David Ojeda PhD. e Ing. Iván Iglesias MSc., por la dedicación y apoyo que me brindaron en el desarrollo de este trabajo. De la misma forma agradezco a los amigos que hice durante mis estudios, principalmente a quienes conforman el grupo “La People”, con quienes compartí momentos de sufrimiento y alegría, a todos ellos les deseo éxitos en sus vidas.

Wilmer Aguirre

DEDICATORIA

El presente trabajo, se lo dedico a mis padres Wilmer Aguirre y Patricia Villarreal, quienes con su amor, comprensión y sacrificio en todos estos años me han dado la fuerza para continuar este proceso de completar uno de mis anhelos más deseados, siempre ha sido un orgullo y un privilegio ser su hijo, son mejores padres todo lo que soy se lo debo a ellos. A mi hermana Antonella, por estar siempre presente, acompañándome y dándome apoyo moral.

A mi tía Mónica Villarreal quien de manera desinteresada me apoyo para superar esta etapa que hoy culmina. De manera especial quiero dedicar este trabajo a mi abuelito Efraín Aguirre un ángel que me cuida desde el cielo, quien me dio su cariño, apoyo, consejos y me mostro con su ejemplo como ser una persona de bien.

A mis compañeros en especial a Andrés Sanipatín y Eder Cheme por compartir su conocimiento y ayudarme a superar las dificultades que se presentaron en el transcurso de cada semestre de la carrera.

Wilmer Aguirre

RESUMEN

En las últimas décadas los avances tecnológicos en el campo de la mecatrónica y robótica han permitido desarrollar dispositivos médicos que proporcionan información cuantitativa y exacta en comparación a los métodos tradicionales. En su mayoría utilizan escalas de registro ambiguas que dependen más de la experticia del fisioterapeuta.

En ese sentido, se propone el diseño de un dispositivo para realizar la medición de fuerza de los grupos musculares cuádriceps e esquirotibiales basado en estudios biomecánicos del cuerpo humano. Para llevar a cabo este proyecto, se realizó un estudio de la biomecánica de la rodilla del cuerpo humano con el fin de generar las especificaciones del sistema. Posteriormente, se diseña la estructura mecánica con su respectivo análisis de esfuerzos, desplazamientos y factor de seguridad. El material seleccionado para realizar todos los análisis fue el acero AISI 1008. En la obtención de los ángulos se utilizó el acelerómetro MPU6050 y el microcontrolador Arduino Nano. La HMI (Interfaz Hombre Maquina) muestra las gráficas de extensión y flexión de la rodilla, y la generación de un reporte donde se detalla la fuerza en cada punto de la posición angular de la pierna.

Finalmente se llevó a cabo un proceso de ensayos para determinar las gráficas reales y así poder compararlas con las gráficas ideales que se obtienen en la flexión y extensión de la rodilla.

ABSTRACT

In recent decades technological advances in the field of mechatronics and robotics have allowed the development of medical devices that provide quantitative and accurate information compared to traditional methods. They mostly use ambiguous registry scales that rely more on the physiotherapist's expertise.

In this sense, it is proposed to design a device to perform the measurement of strength of muscle groups quadriceps and schizoibial based on biomechanical studies of the human body. To carry out this project, a study of the biomechanics of the knee of the human body was carried out in order to generate the specifications of the system. Subsequently, the mechanical structure is designed with its respective analysis of stresses, displacements and safety factor. The material selected for all analyses was AISI 1008 steel. In obtaining the angles the MPU6050 accelerometer and the Arduino Nano microcontroller were used. The HMI (Machine Man Interface) shows the graphs of knee extension and flexion, and the generation of a report detailing the strength at each point of the angular position of the leg.

Finally, a testing process was carried out to determine the actual graphs so that they can be compared with the ideal graphs obtained in the flexion and extension of the knee.

CONTENIDOS

ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIII
INTRODUCCIÓN.....	1
Problema.....	1
Objetivos.....	2
Objetivo General.....	2
Objetivos Específicos	2
Alcance	3
Justificación	3
1. MARCO TEÓRICO	5
1.1. FUERZA MUSCULAR.....	5
1.1.1. Contracción muscular	5
1.1.2. Medición de la fuerza muscular.....	6
1.1.3. Factores que limitan la fuerza muscular	11
1.2. RODILLA HUMANA	12
1.2.1. Componentes óseos	12
1.2.2. Ligamentos	15
1.2.3. Músculos.....	16
1.2.4. Análisis Biomecánico de la extensión de la rodilla.....	18
1.2.5. Análisis biomecánico de la flexión de la rodilla.....	20
2. METODOLOGÍA.....	22
2.1. Tipo de investigación.....	22
2.2. Construcción del diseño.....	24

2.2.1.	Especificaciones del sistema a diseñar	24
2.2.2.	Estructura mecánica	25
2.2.3.	Selección del material.....	27
2.2.4.	Análisis de los componentes de la silla	28
2.3.	Diseño del sistema electrónico	36
2.3.1.	Selección de los componentes.	37
2.3.2.	Sensor MPU 6050.....	41
2.3.3.	Programación del microcontrolador	42
2.3.4.	Diseño de la interfaz.	43
3.	RESULTADOS Y ANÁLISIS	48
3.1.	Pruebas	49
3.2.	Análisis de la extensión - flexión.....	50
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		53
Conclusiones.....		53
Recomendaciones		54
Bibliografía.....		55
ANEXOS		57
A.	PLANOS MECÁNICOS	57
B.	MPU 6050 [19]	68

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Porcentaje en cada tipo de discapacidades [4]	4
Figura 2 a) Descripción de movimiento en contracción concéntrica y excéntrica b) Descripción de movimiento en contracción isocinética [6].....	6
Figura 3 Valoración manual de la extensión de la pierna [8].....	7
Figura 4 Dispositivos que utilizan dinamometría para la medición de fuerza a) Dinamómetro de mano b) Dinamómetro de tobillo Microfet 2 c) Dinamómetro por cable d) Dinamómetro Portable Isokinetics Knee Unit. [6]	10
Figura 5 Dinamómetro Biodex Sistema 4 Pro [10]	11
Figura 6 Partes del fémur a) epífisis superior b) epífisis inferior c) diáfisis sección transversal [14]	13
Figura 7 Tibia y peroné de la pierna [14]	14
Figura 8 Rótula a) Cara anterior b) Cara posterior c) Vista superior [14].....	15
Figura 9 Ligamentos principales a) ligamento rotuliano, colateral peroneo y tibial b) ligamento cruzado posterior y anterior. [14]	16
Figura 10 Músculos extensores de la rodilla [8]	17
Figura 11 Músculos flexores de la rodilla [8]	18
Figura 12 Diagrama de cuerpo libre de la extensión de la rodilla.....	19
Figura 13 Diagrama de cuerpo libre de la flexión de la rodilla.....	21
Figura 14 Partes del diseño en 3D del dispositivo a) Asiento b) Agarre c) Soporte piernas d) Base e) Soporte de pesas	26
Figura 15 Base del dispositivo.....	28
Figura 16 Análisis estático de la base a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad	30
Figura 17 Análisis estático de la base a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad	32
Figura 18 Análisis estático de la platina a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad.....	34

Figura 19 Análisis estático del dispositivo a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad.....	36
Figura 20 Esquema de funcionamiento del dispositivo.....	37
Figura 21 Sensor MPU 6050	41
Figura 22 Diagrama de flujo para la adquisición de datos	42
Figura 23 Comunicación serial LabVIEW	44
Figura 24 Pantalla principal de la interfaz.....	44
Figura 25 Pantalla de resultados a) Cálculos de la extensión y flexión b) Lectura de los datos ingresados en la interfaz principal c) Obtención de la gráfica de resultados	46
Figura 26 Interfaz de resultados	47
Figura 27 Herramienta para generar reportes (MS Office Report)	47
Figura 28 Prototipo final del dispositivo a) Vista general b) Vista frontal c) Vista lateral..	48
Figura 29 Pruebas de funcionamiento a) Ubicación correcta de la persona en la silla b) Inicio del ejercicio de extensión y flexión	50
Figura 30 Evaluaciones en el ejercicio de extensión.....	51
Figura 31 Evaluaciones en el ejercicio de flexión.....	51

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Escala de Daniels en puntuación numérica y puntuación cualitativa [9]	8
Tabla 2 Comparativa de las características entre aluminio y acero.....	27
Tabla 3 Valores para escala de la matriz de pares para evaluar las alternativas	38
Tabla 4 Asignación de valores de ponderación	38
Tabla 5 Ponderación para el criterio de usabilidad en la tarjeta de adquisición de datos	38
Tabla 6 Ponderación para el criterio de precio en la tarjeta de adquisición de datos.....	39
Tabla 7 Ponderación para el criterio de disponibilidad en la tarjeta de adquisición de datos	39
Tabla 8 Ponderación para el criterio de compatibilidad en la tarjeta de adquisición de datos	39
Tabla 9 Evaluación de las ponderaciones.....	39
Tabla 10 Ponderación para el criterio de usabilidad en el sensor.....	39
Tabla 11 Ponderación para el criterio de precio en el sensor	40
Tabla 12 Ponderación para el criterio de disponibilidad en el sensor	40
Tabla 13 Ponderación para el criterio de compatibilidad en el sensor	40
Tabla 14 Evaluación de las ponderaciones para el sensor.....	40
Tabla 15 Valores obtenidos en las pruebas	52

INTRODUCCIÓN

Problema

La valoración de la fuerza muscular, en pacientes que sufren de alguna discapacidad física, se ha realizado a través de los años mediante la exploración física de forma subjetiva o cualitativa, con pruebas que dan un valor numérico a la fuerza muscular generada. Uno de los métodos más empleados es la prueba de fuerza muscular manual, la cual está limitada por la fuerza del examinador produciendo una baja fiabilidad y la escasa sensibilidad a pequeños cambios en el evaluado llegándose a demostrar insensibilidad a cambios de fuerza del 20-25% [1].

A pesar de sus deficiencias, la exploración física manual es un método rápido, económico y sencillo que debe formar parte de la valoración inicial del paciente con déficit muscular.

En el campo de la terapia física las pruebas musculares instrumentales son las más utilizadas, especialmente la dinamometría caracterizada por la utilización de dinamómetros de mano, isométricos e isocinéticos; sin embargo, en los últimos años ha ganado fuerza la revolución isocinética, caracterizada por la aparición de dinamómetros isocinéticos que son dispositivos automatizados capaces de proporcionar una evaluación cualitativa y cuantitativa de la función músculo [2], brindando información completa de elevado interés técnico y científico de la dinámica de la fuerza muscular, lo que facilita establecer ejercicios personalizados de acuerdo a la edad, sexo y forma clínica del paciente permitiendo un tratamiento rehabilitador efectivo en los pacientes.

En la actualidad en el Ecuador, para la evaluación de potencia muscular y tiempos de recuperación, todavía se emplean métodos no actualizados a los estándares tecnológicos, metodológicos y sanitarios como en otros países [3].

Estas técnicas como las pruebas manuales y dinamómetros de mano no brindan una información exacta del estado del paciente debido a que la lectura de estos datos depende de la fuerza del especialista y de la parte del cuerpo para la cual se realiza.

Debido a los problemas anteriormente mencionados el grupo de investigación de sistemas inteligentes propone diseñar y construir un dispositivo de medición de fuerza para miembros inferiores con materiales de fácil acceso en el medio para así obtener un dispositivo de más bajo costo en comparación con los dispositivos ya existentes.

Objetivos

Objetivo General

- Diseñar un prototipo de dispositivo para medición de fuerza en miembros inferiores utilizando dinamómetro.

Objetivos Específicos

- Evaluar las técnicas de medición de fuerza que utilizan dinamometría para definir los requerimientos específicos.
- Diseñar los elementos estructurales del dispositivo y el sistema electrónico para la adquisición de datos.
- Construir el prototipo.

- Validar el dispositivo.

Alcance

En la investigación se desarrollará el primer prototipo de un dispositivo para medir los niveles de fuerza en los miembros inferiores utilizando un dinamómetro. Se diseñará cada componente de la estructura mecánica, de igual manera para el sistema electrónico. Posteriormente, se implementarán ambos subsistemas y finalmente se construirá el dispositivo para realizar sus respectivas pruebas de funcionamiento.

Justificación

En el Ecuador según el CONADIS (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades) la cantidad de personas con alguna discapacidad es de 449.169 [4]. De esta cantidad, la discapacidad física representa un 46,6% con respecto a las demás discapacidades, ver figura 1. Este porcentaje representa a 209.582 personas que sufren de alguna discapacidad física como deficiencia muscular, amputación de algún miembro.

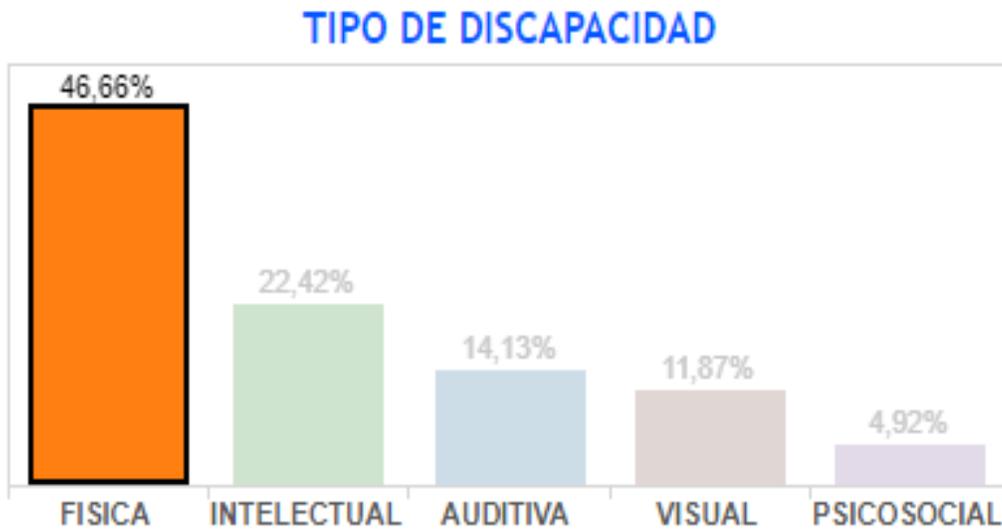


Figura 1 Porcentaje en cada tipo de discapacidades [4]

Con el diseño y construcción de un dispositivo de medición de fuerza para miembros inferiores se brindará una opción más económica en comparación a los dispositivos similares disponibles en el mercado, porque se utilizará material existente en el medio, lo cual produce reducción de los costos de fabricación y mayor accesibilidad al producto.

Este trabajo de grado ayudará a mejorar la calidad de vida de las personas gracias a que la utilización del producto brindará información útil y fiable del estado del paciente permitiendo a las personas encargadas de la rehabilitación generar un mejor plan de tratamiento, mejorando la eficacia. Con el desarrollo de este se generarán temas de investigación referentes al uso de técnicas con instrumentación en centros de rehabilitación física y centros de entrenamiento para deportistas de alto rendimiento.

1. MARCO TEÓRICO

1.1.FUERZA MUSCULAR

La fuerza se considera uno de los factores de rendimiento esenciales en el cuerpo humano, especialmente donde la actividad motriz sea necesaria de forma primordial. Conocer una definición de fuerza la cual comprenda todos sus aspectos físicos, mecánicos, psíquicos resulta complejo porque consta de una amplia variedad de manifestaciones de los diferentes tipos de fuerza. Algunos autores la definen como la capacidad de mantener, vencer, deformar, contrarrestar una resistencia externa mediante una contracción concéntrica, excéntrica, isométrica. [5]

1.1.1. Contracción muscular

La relación existente entre la tensión muscular generada y la resistencia a vencer, van a determinar diferentes formas de contracción, en donde el músculo realiza una transición acortamiento-alargamiento. [5]

Existen 3 tipos de contracción las cuales son:

- **Isométrica**, este tipo de contracción voluntaria es el resultado de mantener la tensión muscular estática, donde los músculos pueden actuar sin realizar un movimiento dinámico generando una fuerza, en otras palabras, es la fuerza muscular semejante a la resistencia o carga externa a vencer. [5]
- **Isotónica**, se divide en 2 clases de movimientos concéntrica y excéntrica. En la contracción concéntrica (Figura 2a), la resistencia es menor en comparación con la fuerza muscular interna, esto produce un encogimiento del músculo cuando se genera

la tensión, en ese instante se consigue la fuerza máxima concéntrica en la cual la tensión se genera en su capacidad máxima en el mismo sentido al querido por el sujeto y en contra de la fuerza de la gravedad. En cambio, para la contracción excéntrica (Figura 2a), el musculo presenta un alargamiento al ejercer tensión, la fuerza máxima se produce al momento en que la resistencia se desplaza a favor de la gravedad, esta fuerza depende de la velocidad a la que se produce el estiramiento. [6]

- **Isocinética**, es la contracción máxima de un grupo muscular a una velocidad constante en toda la extensión del movimiento, la velocidad se controla de forma mecánica (Figura 2b). [6]

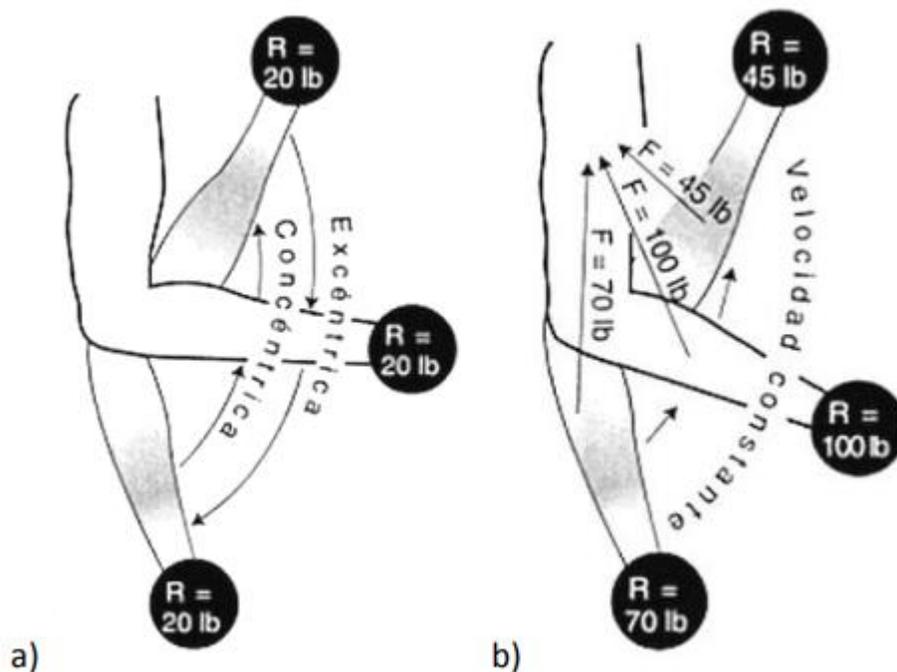


Figura 2 a) Descripción de movimiento en contracción concéntrica y excéntrica b) Descripción de movimiento en contracción isocinética [6]

1.1.2. Medición de la fuerza muscular

Definir y clasificar precisamente la capacidad de un grupo muscular se ha convertido en una de las prioridades para varias ramas de la medicina. Para ello se han utilizado diversos

medios, que han ido desde técnicas de exploración manual al electrodiagnóstico de estimulación, pasando por métodos de balanza de resorte, sistemas de prensión, levantamiento de pesas, etc. [7]

1.1.2.1. Test Manual

El test de fuerza manual es frecuentemente usado debido a que permite tener una valoración global y de manera rápida de la fuerza de un paciente. Esta prueba es realizada por un especialista que debe seguir una serie de pasos que varían dependiendo de la zona a evaluar. En la evaluación de la extensión de la rodilla el paciente debe estar sentado y el especialista de pie al lado de la extremidad a evaluar, una mano ejerce la resistencia y la otra se ubica en los músculos del cuádriceps (figura 3). [7]



Figura 3 Valoración manual de la extensión de la pierna [8]

Para establecer la fuerza se utiliza la escala de Daniels la cual consta de 6 niveles que van entre 0 que indica la falta de actividad del músculo a 5, que representa que el músculo está

en óptimas condiciones. Cada puntuación numérica va acompañada por una palabra que expresa el resultado del test en términos cualitativos (Tabla 1). [9]

Tabla 1 Escala de Daniels en puntuación numérica y puntuación cualitativa [9]

PUNTUACIÓN NUMÉRICA	PUNTUACIÓN CUALITATIVA	DESCRIPCIÓN
5	Normal (N)	El músculo se contrae y efectúa el movimiento en toda su amplitud en contra de la gravedad y contra una resistencia manual máxima
4	Bien (B)	El músculo se contrae y efectúa el movimiento completo, en toda su amplitud, en contra de la gravedad y en contra de una resistencia manual moderada
3	Regular (R)	El músculo puede efectuar el movimiento en contra de la gravedad como única resistencia
2	Mal (M)	El músculo se contrae y efectúa todo el movimiento, pero sin resistencia, no puede vencer la gravedad.
1	Actividad escasa (E)	El músculo se contrae, pero no hay movimiento. La contracción puede palparse o visualizarse, pero no hay movimiento.
0	Nula (sin actividad) (0)	El músculo no se contrae, parálisis completa.

Las desventajas de esta prueba es que depende del evaluador, que según su experiencia puede detectar o no los cambios de fuerza.

1.1.2.2. Dinamometría

Las técnicas instrumentadas iniciaron con el desarrollo del dinamómetro de Zander en 1904, pero recién desde 1970 empezaron a ser utilizados en medicina deportiva, donde se empezó a hablar de ejercicio cibernético el cual consistía en utilizar dispositivos como los dinamómetros isocinéticos para la evaluación del músculo ya que estos dispositivos mostraron una mayor precisión que los test manuales y tenían la capacidad de mostrar información detallada que era utilizada para desarrollar nuevos métodos de rehabilitación y potenciación muscular. Las bases fundamentales de la dinamometría fueron desarrolladas en

el Primer Seminario Internacional sobre la Revolución Isocinética Europea, celebrado en Suiza en 1984 y desde ese año se han empezado a emplear estos dispositivos principalmente en los campos de rehabilitación. [7]

Varios dispositivos se han desarrollado como por ejemplo el dinamómetro de presión de mano (figura 4a) y el dinamómetro Microfet 2 (figura 4b) que se coloca en el tobillo, el inconveniente del Microfet 2 es que no se encuentra fijo, ya que el especialista debe ejercer una fuerza contraria a la fuerza que ejerce el paciente. Otra opción es el dinamómetro de cable (Figura 4c), en el cual el paciente se encuentra sentado y el dispositivo se coloca en el tobillo, permitiendo medir la fuerza aplicada al tobillo y la extensión de la rodilla. Distinto de los dispositivos mencionados anteriormente está el Isokinetics Knee Unit (figura 4d), que es utilizado por su portabilidad ya que está formado por un asiento con un soporte que sostiene a un tubo y un cinturón en la que se sujeta el tobillo del paciente y que se desliza a lo largo del tubo, esto permite la valoración de la flexión y extensión en la rodilla. [6]

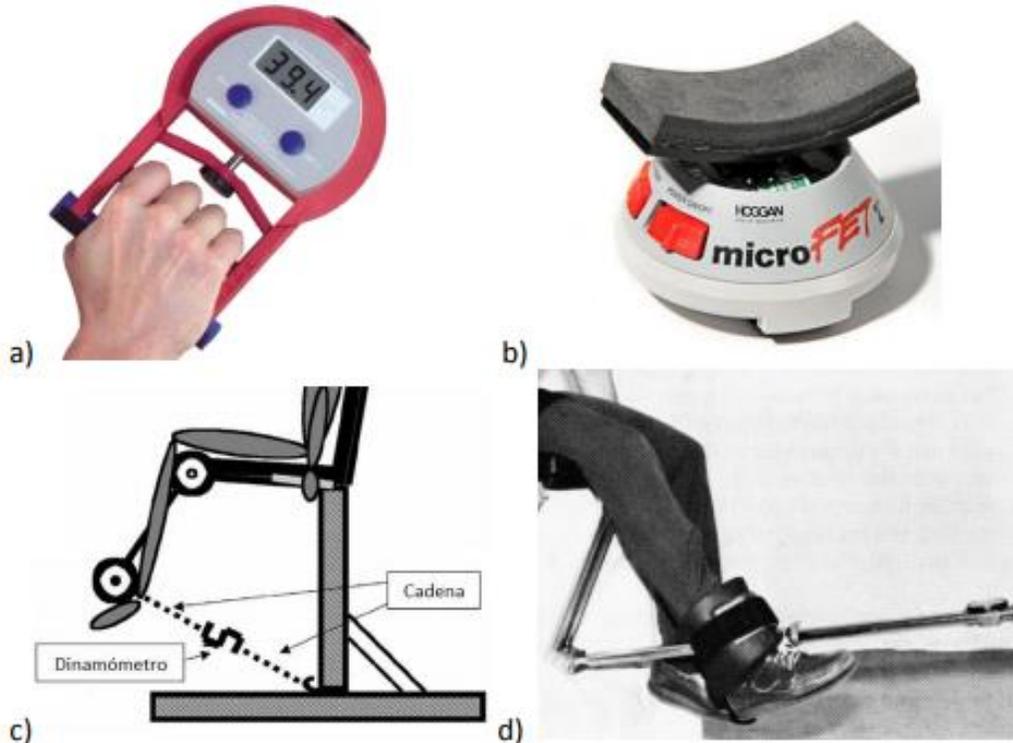


Figura 4 Dispositivos que utilizan dinamometría para la medición de fuerza a) Dinamómetro de mano
 b) Dinamómetro de tobillo Microfet 2 c) Dinamómetro por cable d) Dinamómetro Portable
 Isokineticks Knee Unit. [6]

Actualmente en el mercado existen equipos de ejercicio dinámico que evalúan los tres tipos de contracciones isométrica, isotónica e isocinética, además de una gran cantidad de variables, la gran desventaja que presentan es que cada equipo permite evaluar ciertas zonas del cuerpo y su elevado precio. El Sistema 4 Pro (figura 5) es actualmente uno de los dinamómetros robóticos más utilizados debido a sus múltiples aplicaciones en la medicina deportiva y ortopédica, medicina pediátrica, neurorrehabilitación, entrenamiento militar, medicina laboral, evaluación y tratamiento en adultos mayores. [10]



Figura 5 Dinamómetro Biodex Sistema 4 Pro [10]

1.1.3. Factores que limitan la fuerza muscular

En la vida del hombre la fuerza relativa juega un papel dominante, aunque existen otros factores que pueden limitar las posibilidades de fuerza como son: la edad, el sexo, la profesión, el medio, caracteres hereditarios, etc. Las horas del día también ejercen determinada influencia sobre la disposición de fuerza muscular. Según datos de investigaciones realizadas sus picos se registran aproximadamente a las 9 AM y 6 PM, los descensos tienen lugar a la 1 PM y 3 AM. [11]

El sexo también en cierta medida puede limitar las posibilidades de fuerza y se remite a los conocimientos científicos y prácticos, se observa que los rendimientos de fuerza son diferentes en el hombre y la mujer. Esto será provocado esencialmente por dos aspectos, la composición muscular que en el hombre comprende entre el 40-50% de su masa corporal, mientras que en las mujeres resulta entre el 30-36% y la mayor concentración de la hormona testosterona en el hombre que es la encargada de la construcción muscular (Hipertrofia). En

lo referente a la coordinación intra e intermuscular, así como la entrenabilidad las condiciones son relativamente iguales [11].

1.2. RODILLA HUMANA

Se la considera la articulación más importante y complicada del cuerpo humano, lo cual la hace propensa a innumerables deficiencias en su estructura y función en las diferentes etapas del ciclo vital. Según Norkin y Levagie, en la rodilla los movimientos primarios son la flexión, extensión y la rotación interna, esta última puede ser interna y externa y es menor en consideración a las 2 primeras. La rodilla se compone de huesos, músculos y ligamentos y tendones. [12]

1.2.1. Componentes óseos

La rodilla esta formada por 3 huesos los cuales son: fémur, tibia y rótula. [13]

1.2.1.1. Fémur

Es el hueso de mayor longitud del cuerpo humano, se ubica desde la cadera hasta la rodilla y constituye por si solo el esqueleto del muslo. Está formado por un cuerpo (diáfisis) y dos extremidades (epífisis). La diáfisis del fémur presenta una sección triangular (figura 6c) y la epífisis superior presenta una cabeza, cuello, trocánter mayor y trocánter menor (figura 6a). En cambio, la epífisis inferior termina en los cóndilos los cuales junto con la tibia conforman la articulación (figura 6b). [13]

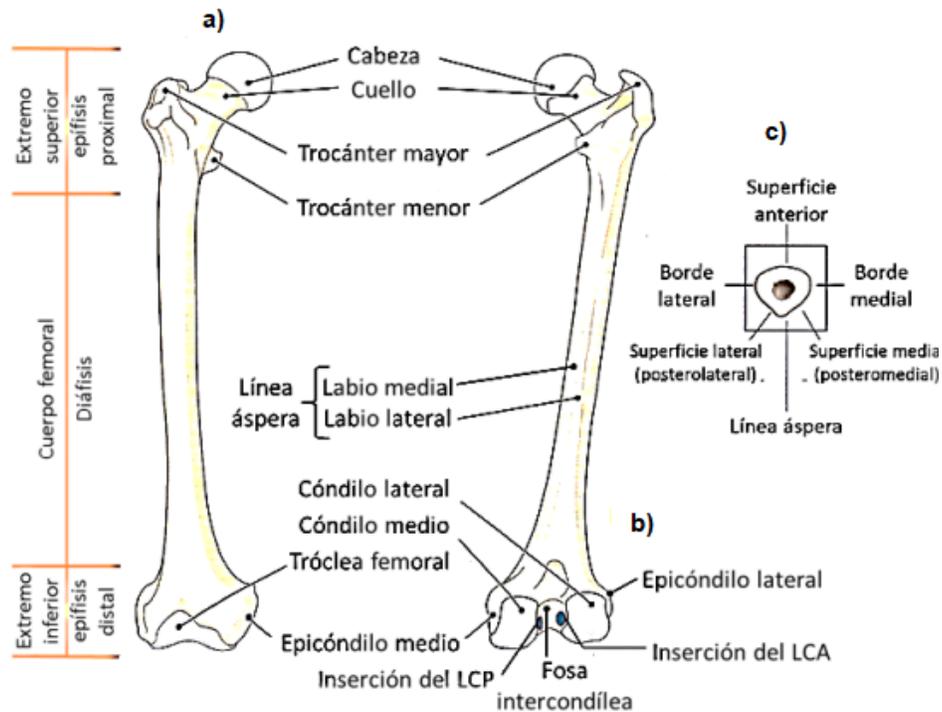


Figura 6 Partes del fémur a) epífisis superior b) epífisis inferior c) diáfisis sección transversal [14]

1.2.1.2. Tibia

Conforma junto con el peroné a la pierna, soporta el peso corporal y se encarga de transmitir las fuerzas de la rodilla al tobillo. En su extremo superior se encuentran los platillos tibiales, interno y externo, en los cuales se apoyan los cóndilos femorales. En su extremo inferior se encuentra el maléolo interno del tobillo (figura 7). [13]

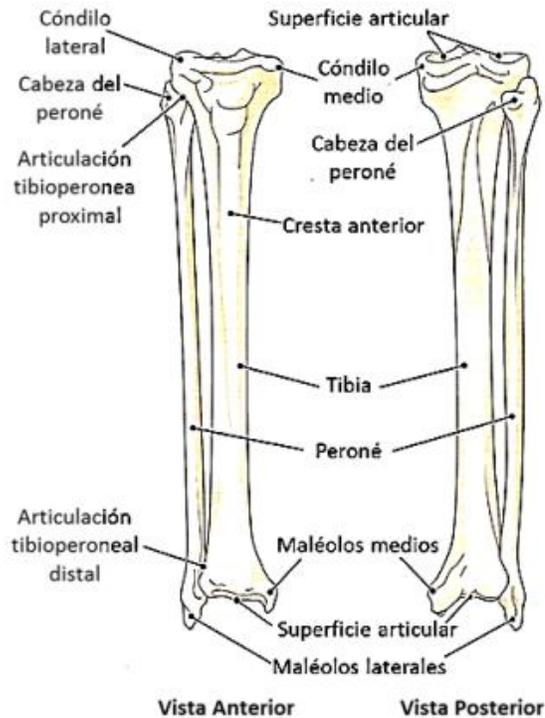


Figura 7 Tibia y peroné de la pierna [14]

1.2.1.3. Rótula

Se extiende hacia abajo por su polo o vértice inferior, tiene una forma plana, con aspecto redondo u ovalad. Se compone de dos caras: [13]

- Cara anterior, es de forma convexa y sirve de polea para los tendones del cuádriceps (figura 8a).
- Cara posterior, se orienta hacia el interior de la articulación y ajusta su forma cóncava con la forma convexa de los cóndilos (figura 8b). [13]

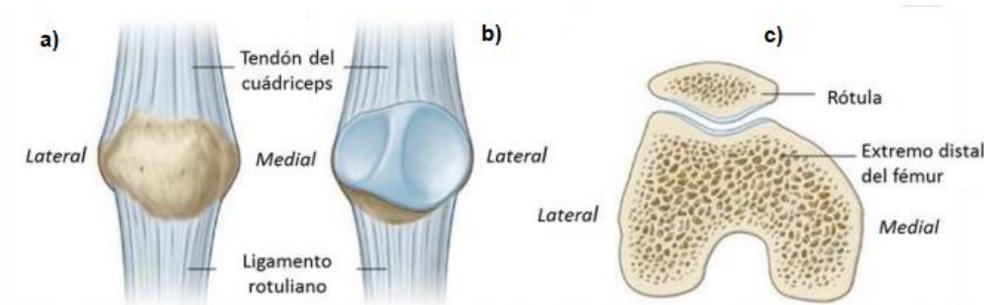


Figura 8 Rótula a) Cara anterior b) Cara posterior c) Vista superior [14]

1.2.2. Ligamentos

Los ligamentos conectan un hueso con el otro y son los encargados de guiar el movimiento articular. Los principales ligamentos en la rodilla son: [14]

- Ligamento rotuliano, es la unión del cuádriceps femoral con el tendón y se encuentra en la parte inferior de la rótula. (figura 9a) [14]
- Ligamento colateral peroneo (lateral), en forma de cordón que se inserta a nivel superior al epicóndilo femoral lateral (figura 9a). [13]
- Ligamento colateral tibial (medial), la mayoría de su área se inserta en la profundidad de la membrana fibrosa subyacente (figura 9a). [13]
- Ligamento cruzado anterior, se implanta en la carilla de la parte anterior de la superficie intercondílea de la tibia, y sube en dirección trasera para implantarse en una zona de la porción posterior de la pared lateral de la fosa intercondílea del fémur (figura 9b). [14]
- Ligamento cruzado posterior se implanta en la carilla trasera de la zona intercondílea de la tibia y sube en dirección frontal para unirse con la pared medial de la fosa intercondílea del fémur (figura 9b). [14]

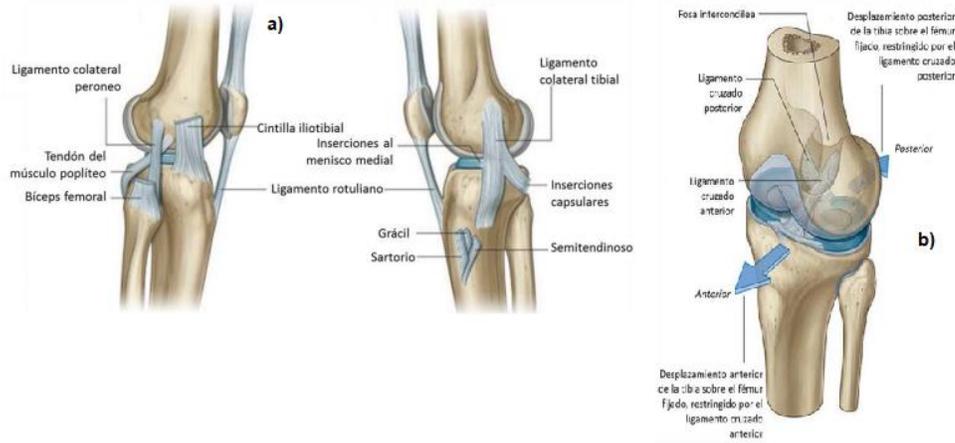


Figura 9 Ligamentos principales a) ligamento rotuliano, colateral peroneo y tibial b) ligamento cruzado posterior y anterior. [14]

1.2.3. Músculos

Diversos músculos y tendones cruzan la rodilla produciendo los movimientos de flexión y extensión. Por tal motivo para facilidad de estudio se los divide en músculos flexores y extensores.

1.2.3.1. Músculos extensores

Están formados por los músculos recto anterior, vasto interno, vasto externo y vasto intermedio y el más importante que es el cuádriceps femoral (figura 10), este músculo es el triple de potente en comparación con los músculos flexores, debido a que tiene que luchar contra la gravedad. [14]

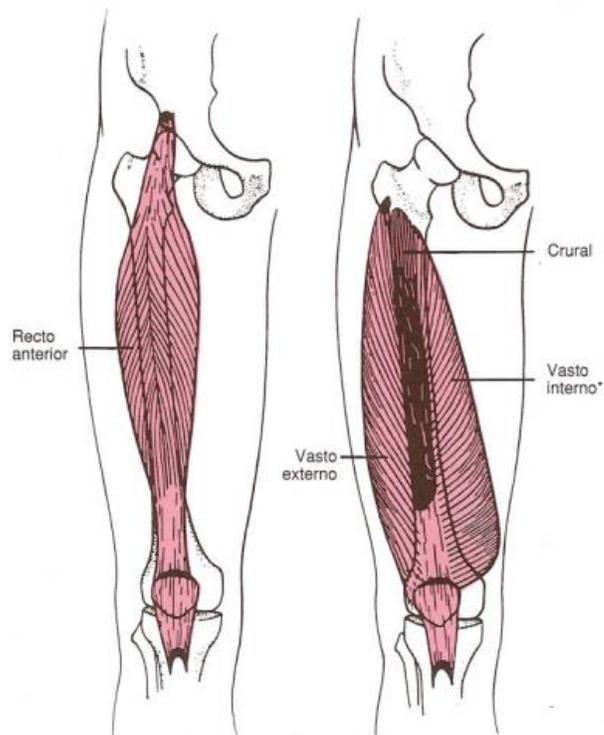


Figura 10 Músculos extensores de la rodilla [8]

1.2.3.2. Músculos flexores

Se encuentran en la parte posterior del muslo, sus músculos más importantes son los isquiotibiales que están formados por el bíceps femoral que es el que provoca la rotación externa después de la flexión y los músculos semitendinoso y semimembranoso que provocan rotación interna en la flexión (figura 11). [14]

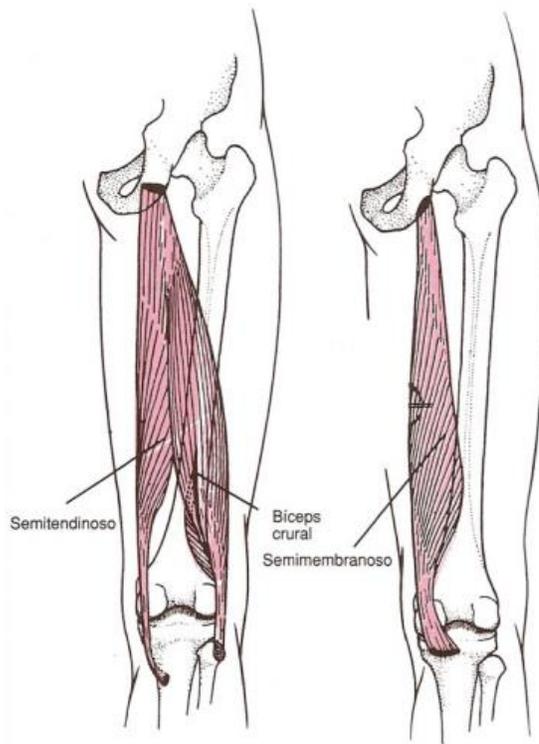


Figura 11 Músculos flexores de la rodilla [8]

1.2.4. Análisis Biomecánico de la extensión de la rodilla

Como se nombró anteriormente el extensor principal de la rodilla es el músculo cuádriceps femoral (figura 10), en el cual el recto anterior femoral constituye cerca del 15% de la masa total del cuádriceps y produce entre el 20-25% del torque extensor. El vasto intermedio aporta aproximadamente con el 40-50% del torque extensor. El vaso externo es el más largo de los músculos del cuádriceps y contribuye con el 40% de la fuerza de extensión de la rodilla y al igual que el recto anterior, produce el 20-25% del torque extensor. El vasto interno o medial, produce entre el 10-12% del torque extensor, este también estabiliza la rótula durante la extensión de la rodilla. [15]

Durante la extensión de la rodilla existen dos fuerzas que producen un momento de torsión (figura 12), la primera es la resistencia al movimiento “R” que se encuentra ubicada a una distancia “D” desde la articulación, el otro es el peso de la pierna-pie “ W_L ” que se encuentra

a una distancia “CG” desde la articulación, ambos momentos deben ser equilibrados por el momento “ M_Q ” que produce el cuádriceps en cada una de las posiciones a lo largo del recorrido de la extensión. Se toma como punto pivote “O” la articulación.

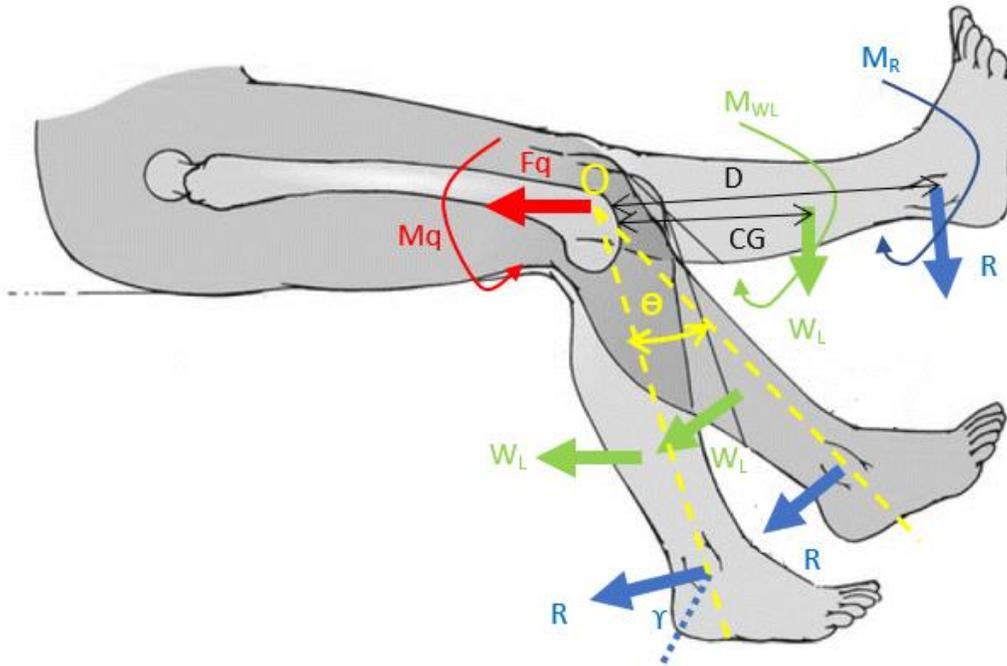


Figura 12 Diagrama de cuerpo libre de la extensión de la rodilla

Para determinar algunas magnitudes necesarias para el cálculo de la fuerza se tienen las siguientes consideraciones:

- El peso del conjunto pierna-pie es aproximadamente el 6% del peso de una persona. [15]
- La longitud del conjunto pierna-pie “ L_p ” es cerca del 29% de la estatura de la persona. [15]
- El centro de gravedad “CG” del conjunto pierna-pie está localizado al 61% de “ L_p ” medido desde la articulación “O” hacia el pie. [15]

- El brazo de palanca del cuádriceps femoral “dq” es de 0,04m. este dato es útil para calcular la fuerza del cuádriceps “F_Q” una vez encontrado “M_Q”. [15]

Tomando en cuenta los datos anteriores realizamos un análisis estático tomando la condición de equilibrio donde el momento de torsión resultante debe ser igual a cero.

$$M_Q - M_R - M_{WL} = 0$$

$$M_Q = M_R + M_{WL}$$

$$M_Q = R * \cos(\gamma) * D + CG * W_L * \sin(\theta)$$

$$F_Q = \frac{R * \cos(\gamma) * D + CG * W_L * \sin(\theta)}{dq} \quad \text{Ecuación 1}$$

1.2.5. Análisis biomecánico de la flexión de la rodilla

Para el análisis estático en la flexión se toman en consideración las mismas variables que en la extensión. En este caso nombraremos a la fuerza producida por los esquirotibiales “F_i” y la distancia para el brazo de palanca en el músculo esquirotibial “d_i” cuyo valor será el mismo que en el de la extensión. Así nuestro análisis se realizará con respecto a la figura 13.

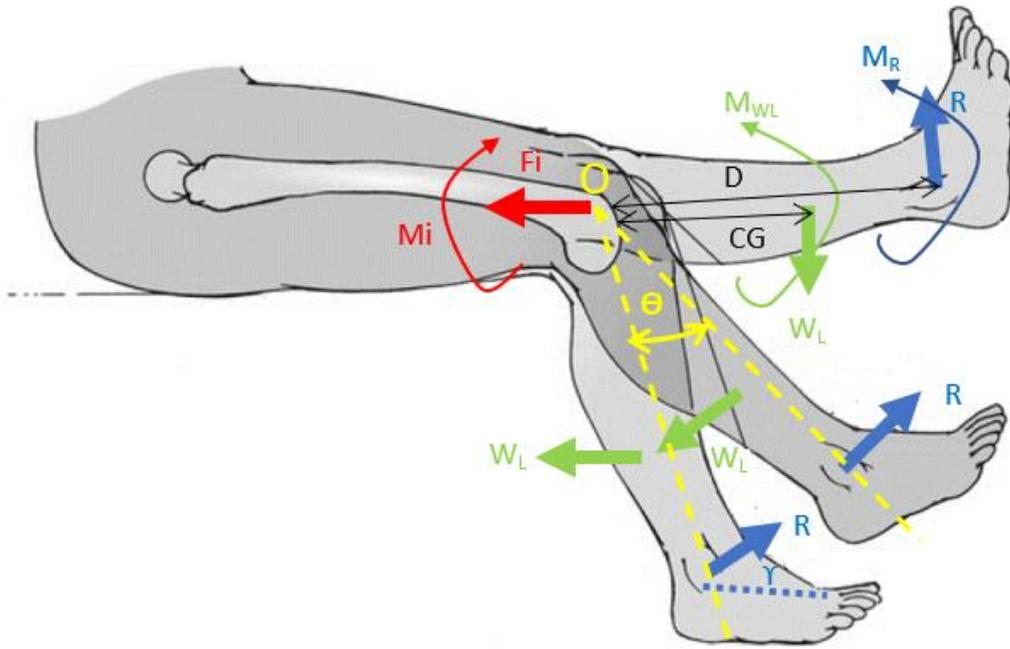


Figura 13 Diagrama de cuerpo libre de la flexión de la rodilla

$$-M_i + M_R - M_{WL} = 0$$

$$M_i = M_R - M_{WL}$$

$$M_i = R * \text{Cos}(\gamma) * D - CG * W_L * \text{Cos}(\theta)$$

$$F_i = \frac{R * \text{Cos}(\gamma) * D - CG * W_L * \text{Cos}(\theta)}{di}$$

Ecuación 2

2. METODOLOGÍA

2.1. Tipo de investigación

De acuerdo con el propósito del proyecto, este se encuentra en el tipo de investigación aplicada, en la cual se busca por una serie de procesos y estrategias dentro de la ingeniería para desarrollar el dispositivo de forma adecuada y en relación con el objetivo principal.

En este trabajo se espera determinar la fuerza generada en los músculos flexores y extensores de la rodilla, para lo cual se deben completar las siguientes fases.

Fase 1: Revisión de la literatura

En esta fase se evalúan los aspectos anatómicos y biomecánicos que caracterizan la rodilla, tanto en sus tipos de movimientos y los ángulos que se producen en estos.

- Actividad 1: Investigación fisiológica - anatómica de la rodilla.
- Actividad 2: Investigación de los diferentes dispositivos utilizados para medir fuerza en miembros inferiores.

Fase 2: Estructura mecánica

En esta fase se definen las características y restricciones de la estructura mecánica del dispositivo de medición de fuerza para miembros inferiores, realizando el análisis de cargas y esfuerzos del dispositivo con sus respectivas restricciones.

- Actividad 1: Formular las especificaciones del dispositivo con sus respectivas restricciones.
- Actividad 2: Generar alternativas de solución.

- Actividad 3: Seleccionar la alternativa más apropiada basado en los criterios y restricciones generadas.
- Actividad 4: Selección de elementos mecánicos comerciales.

Fase 3: Sistema electrónico

En esta fase se realiza el diseño del circuito eléctrico, análisis de los sensores, controladores.

- Actividad 1: Formular criterios, especificaciones y restricciones del sistema electrónico a diseñar para generar algunas alternativas de soluciones
- Actividad 2: Generar una solución a las alternativas planteadas.
- Actividad 3: Elaboración del flujograma para la programación de los sensores y microcontroladores.
- Actividad 4: Selección de sensores y controladores comerciales.
- Actividad 5: Diseño del circuito electrónico.

Fase 4: Integración de elementos

En esta fase se realiza la integración de todos los elementos mecánicos y electrónicos para su ensamblaje.

- Actividad 1: Adquisición de materiales mecánicos y electrónicos para la fabricación del dispositivo.
- Actividad 2: Construcción de la estructura mecánica.
- Actividad 3: Integración de los elementos electrónicos en la estructura mecánica.

Fase 5: Pruebas de funcionamiento

En esta fase se realizan las pruebas de funcionamiento del dispositivo.

- Actividad 1: Realizar pruebas de funcionamiento del dispositivo conservando el mismo protocolo.

2.2. Construcción del diseño

2.2.1. Especificaciones del sistema a diseñar.

A continuación, se presentan los criterios y restricciones de diseño, los cuales se toman en consideración para la correcta selección de material con el propósito de alcanzar un óptimo funcionamiento del dispositivo.

- Adaptabilidad. El dispositivo debe adaptarse a las diferentes estaturas de las personas.
- Ergonomía. Debe ofrecer una postura cómoda al paciente al instante de utilizar el dispositivo.
- Resistencia. El dispositivo debe soportar las cargas efectuadas por el peso del paciente y las pesas que el especialista utiliza para evaluar.
- Precio razonable. El dispositivo debe ser lo más económico posible con la finalidad de que pueda ser adquirido por la mayor cantidad de la población.
- Vida útil. El dispositivo debe completar un correcto funcionamiento durante un periodo de tres años.
- Seguridad. El dispositivo debe ofrecer seguridad a los usuarios y personal que lo manipula.

- **Peso del dispositivo.** El dispositivo debe ser lo más liviano posible para que sea de fácil movilidad, tomando en cuenta no complicar su resistencia mecánica.
- **Peso del paciente.** El dispositivo debe ser capaz de tolerar el peso del paciente. En el Ecuador la altura promedio en los hombres es de 167,3 cm y su peso ideal varía entre 56,4 kg – 70,6 kg [16]. Para la realización del diseño se tomará un valor diferente debido a que los valores ideales no reflejan el estado de toda la población por lo cual el peso de la persona para el diseño será de 85kg, que significa que la persona ha entrado en la etapa de obesidad.
- **Angulo de flexión- extensión.** Debe brindar al paciente un rango de 0° hasta 110°, siendo este último el ángulo máximo que la rodilla puede alcanzar.
- **Interfaz.** La interfaz del dispositivo debe ser fácil de manipular y de accionar intuitivo.
- **Sistema mecánico.** El mecanismo debe ser lo más sencillos posible.
- **Disponibilidad de elementos.** El dispositivo debe ser fabricado con elementos de fácil acceso en el país.

2.2.2. Estructura mecánica

El ejercicio de flexión se puede realizar de 2 maneras, la primera es con el paciente sentado y la otra es acostado boca abajo, el inconveniente de este último es que ejerce mayor tensión en la región lumbar por lo que es recomendable realizar la evaluación sentado y de preferencia con un ángulo de inclinación para que la columna pueda apoyarse completamente al espaldar, el ángulo recomendado puede ir de 15 a 35° con respecto a la horizontal. [17] En la figura 14 se muestra el diseño estructural del dispositivo, el cual consta de las siguientes partes;

- a) Asiento: Es la parte donde el paciente apoyara todo su cuerpo, también servirá de soporte para que se realice el correcto ejercicio de extensión - flexión.
- b) Agarre: Es la parte donde el paciente se agarrará al momento de realizar el ejercicio.
- c) Soporte de las piernas: Es la que se encarga de proporcionar una correcta posición de las piernas para que el sensor se alinee con la rodilla.
- d) Base: Es la encargada de soportar los componentes nombrados anteriormente, además del peso de la persona
- e) Soporte de pesas. Está conformado por un sistema de poleas encargadas de que se transmita la misma fuerza desde el riel por el cual se desplaza las pesas y el soporte de piernas.

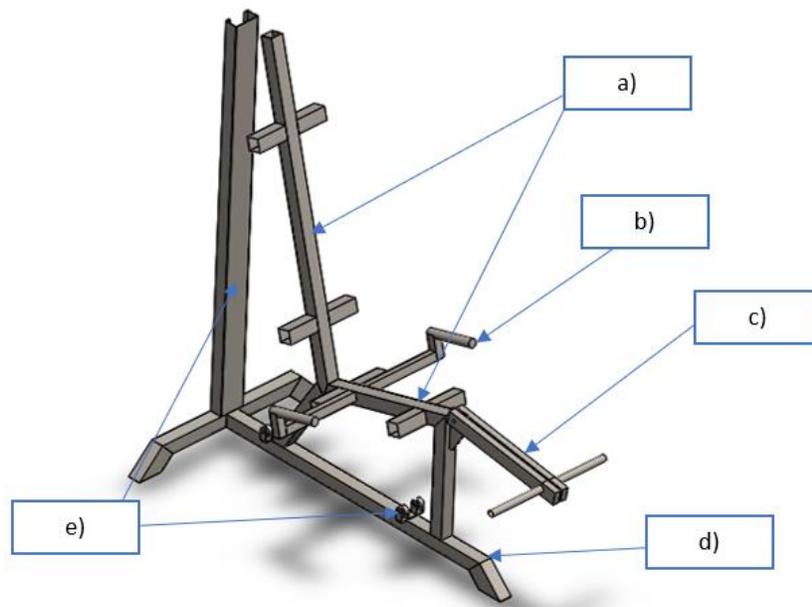


Figura 14 Partes del diseño en 3D del dispositivo a) Asiento b) Agarre c) Soporte piernas d) Base e) Soporte de pesas

2.2.3. Selección del material

Con la finalidad de una selección adecuada del material, se han detallado a continuación las características principales que debe desempeñar el material elegido.

- Fácil mecanizado
- No corrosivo
- Precio moderado
- Disponibilidad en el país
- Limite elástico resistente a las cargas causados por el peso del paciente

De acuerdo con los requerimientos anteriormente mencionados, los materiales más adecuados para la elaboración de la estructura mecánica son el acero y el aluminio. En el Ecuador existen una gran variedad de aleaciones del aluminio y acero; como por ejemplo 6061, 6063 T6 y en las diferentes aleaciones del acero están el AISI 1008, ASTM A36; AISI 304 entre otros.

Tabla 2 Comparativa de las características entre aluminio y acero

CARACTERÍSTICAS	ALUMINIO 6061	ACERO AISI 304	ACERO AISI 1008
LÍMITE ELÁSTICO	69,5 [MPa]	193 [MPa]	285 [MPa]
DENSIDAD	2,7 [g/cm ³]	7,9 [g/cm ³]	7,8 [g/cm ³]
DISPONIBILIDAD	Media	Buena	Excelente
PRECIO	Alto	Medio	Bajo
MECANIZADO	Buena	Excelente	Excelente
SOLDADURA	Medio	Excelente	Excelente

De acuerdo con las especificaciones del dispositivo y la tabla 2, el material a escoger puede ser el acero AISI 304 o el AISI 1008, pero como se busca que el dispositivo sea de menor coste se escogerá el acero AISI 1008.

2.2.4. Análisis de los componentes de la silla

2.2.4.1. Base

La base de la silla (figura 15) está compuesta de 2 tubos cuadrados de acero galvanizado AISI 1008. El tubo más largo tiene unas dimensiones de 940X40mm y el tubo transversal mide 500X40mm.

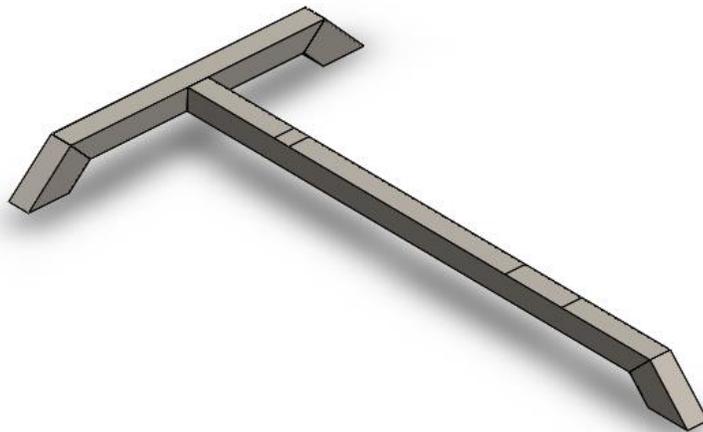
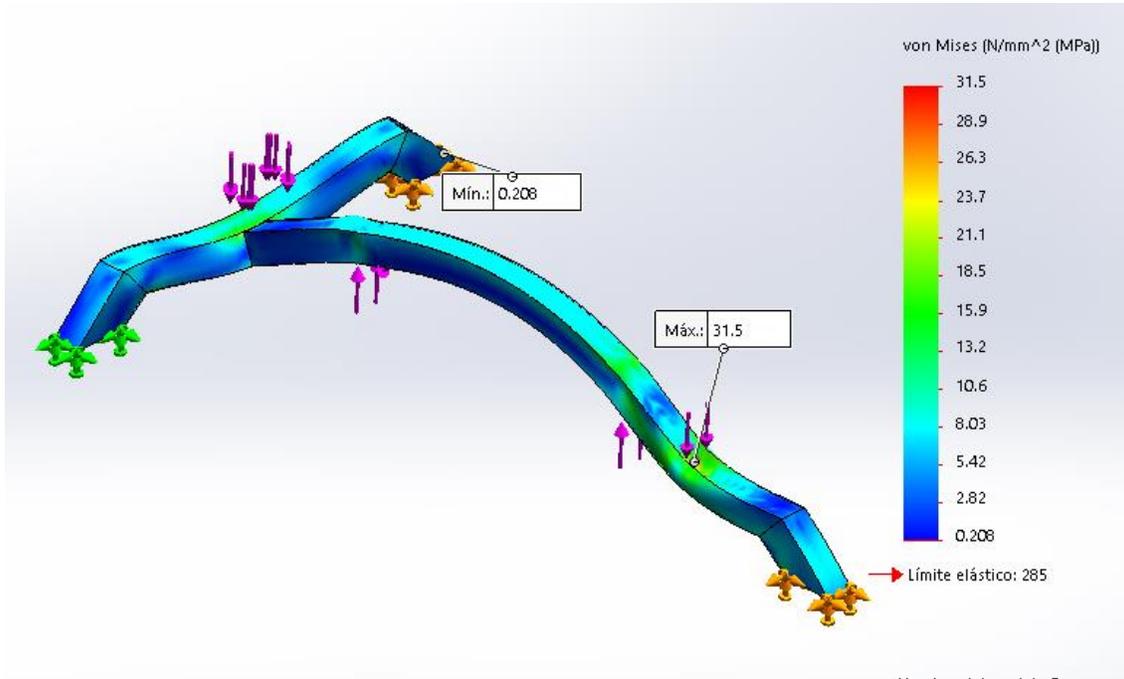
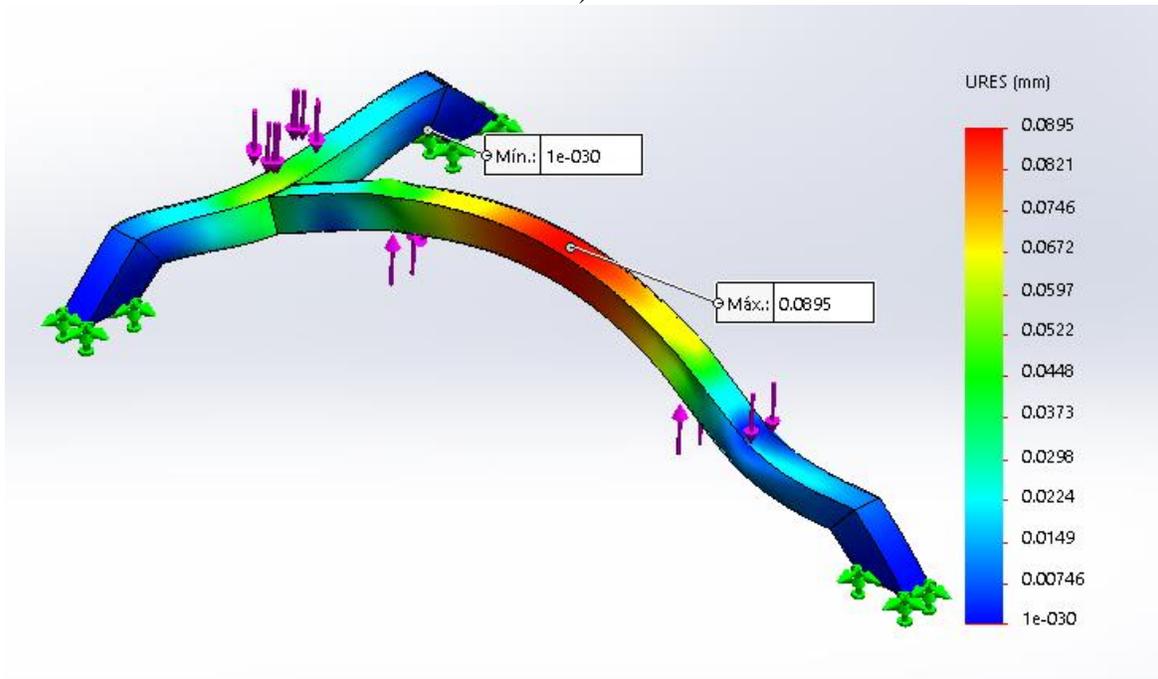


Figura 15 Base del dispositivo

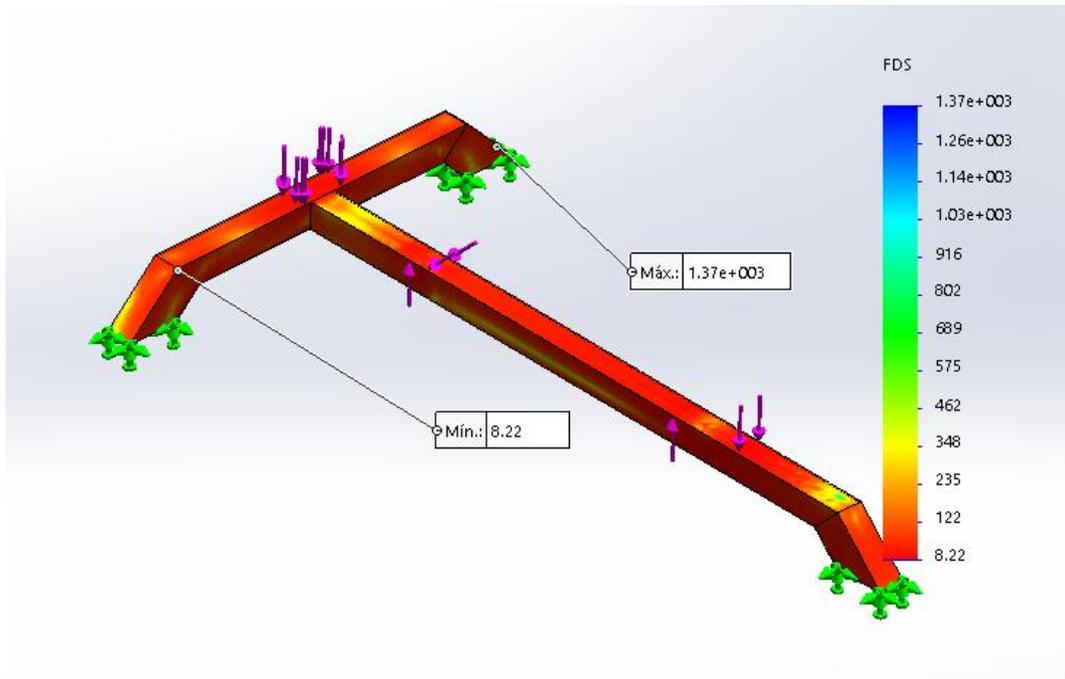
El análisis se realizó tomando en cuenta que la viga principal debe soportar una carga que produce una persona 85 kg. y la viga transversal debe soportar 60kg.



a)



b)



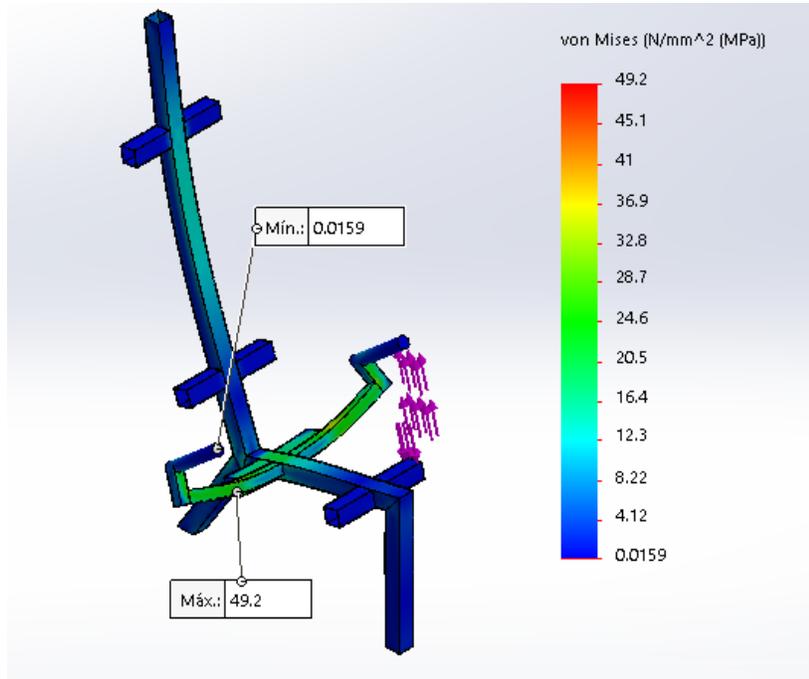
c)

Figura 16 Análisis estático de la base a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad

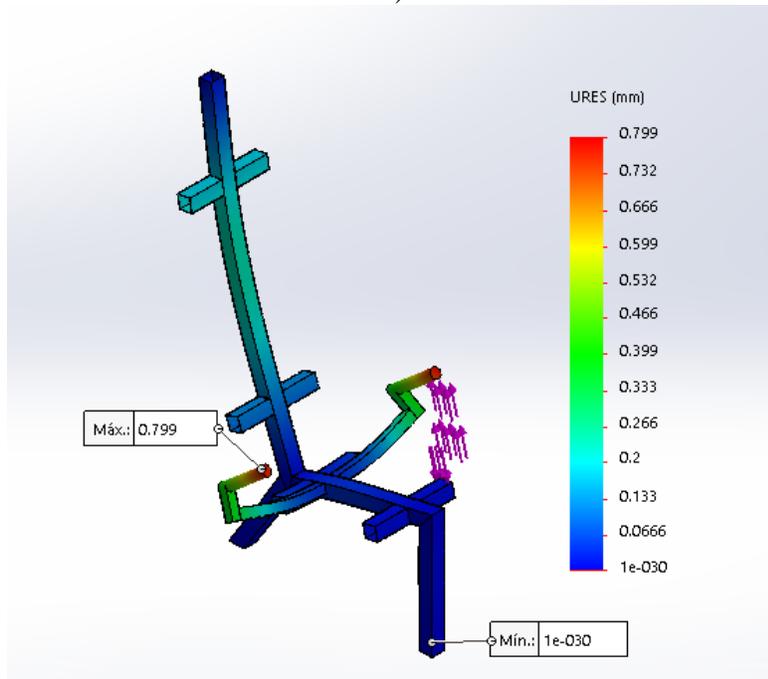
Partiendo del análisis, se observa que el mayor esfuerzo posee un valor de 31,5 MPa (figura 16a) que garantiza la resistencia de la estructura, ya que no supera el límite elástico del acero seleccionado AISI 1008 (285 MPa). El valor del desplazamiento máximo es de 0,0895mm (figura 16b) y el valor del factor de seguridad mínimo es de 8,22 (figura 16c); el cual supera el rango de seguridad aceptado en estructuras mecánicas que es de 3.

2.2.4.2.Asiento

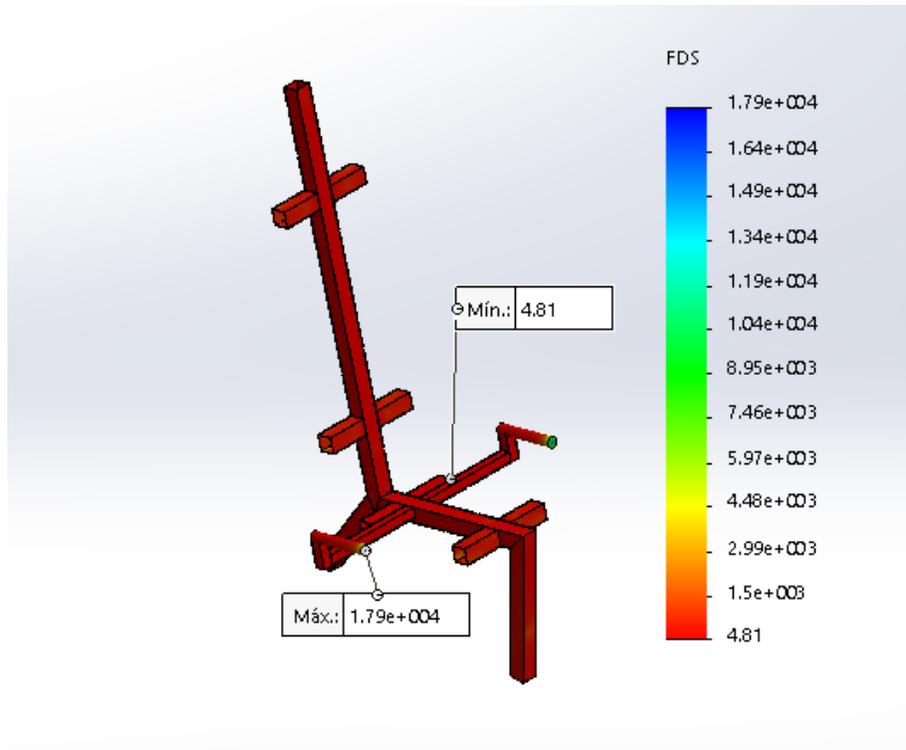
El asiento debe soportar a una persona de 85 kg.



a)



b)



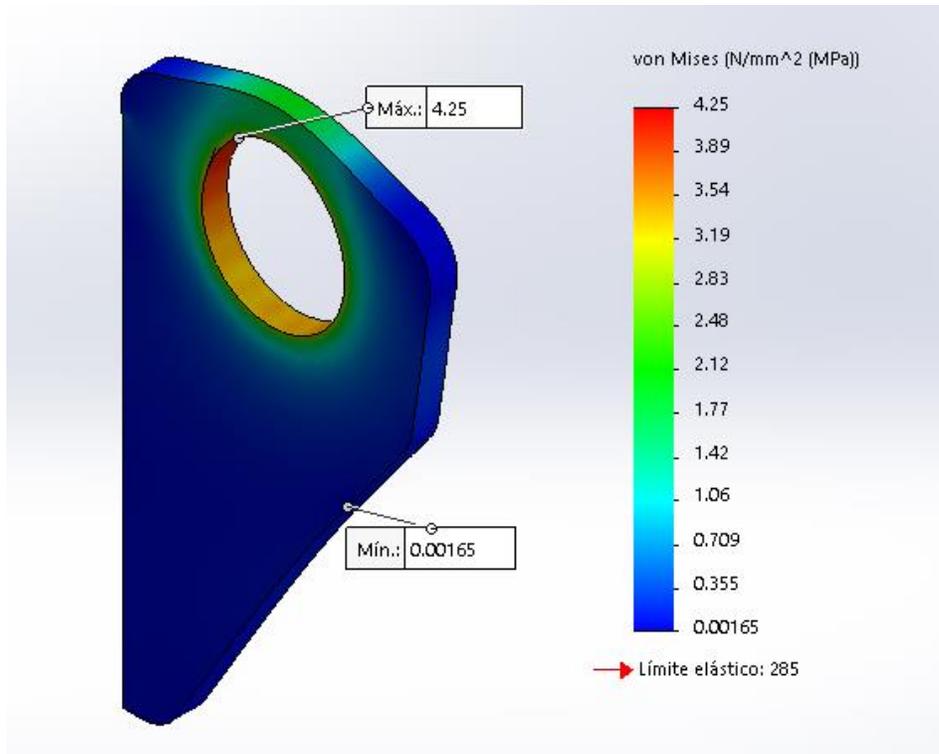
c)

Figura 17 Análisis estático de la base a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad

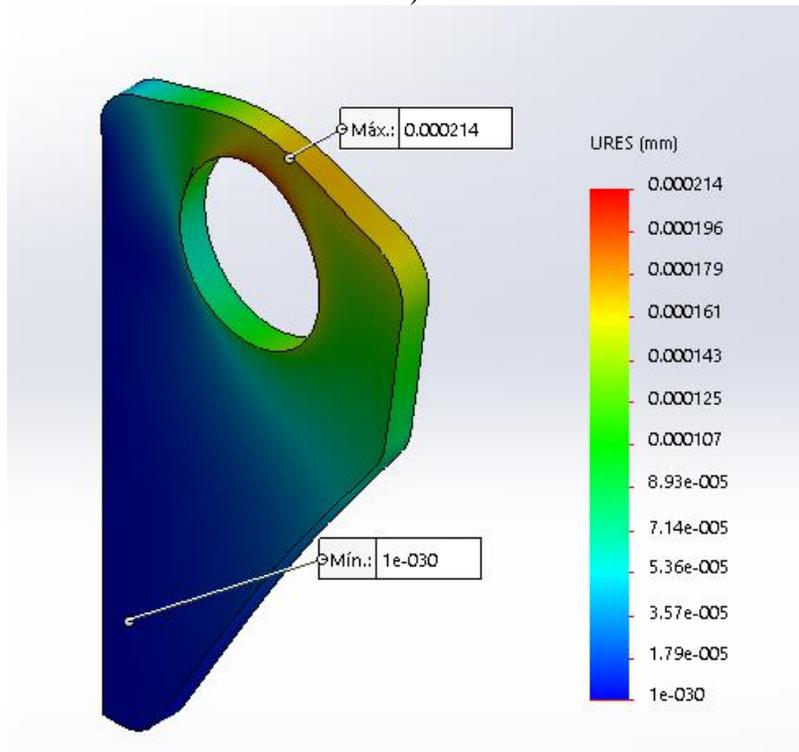
En la figura 17a, se observa que el mayor esfuerzo posee un valor de 49,2 MPa, que garantiza la resistencia de la estructura, ya que no supera el límite elástico del acero seleccionado AISI 1008 (285 MPa). El valor del desplazamiento máximo es de 0,799 mm (figura 17b) y el valor del factor de seguridad mínimo es de 4,81 (figura 17c); el cual supera el rango de seguridad aceptado en estructuras mecánicas que es de 3.

2.2.4.3. Platina

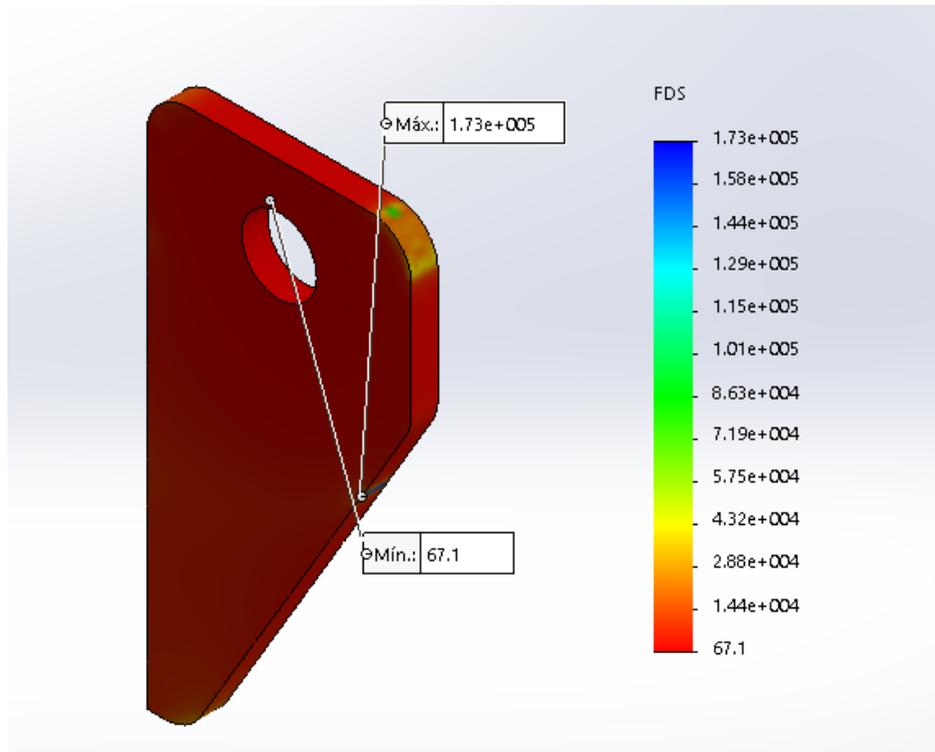
La platina debe soportar una carga de 686 N ya que el máximo de pesas es de 60 kg.



a)



b)



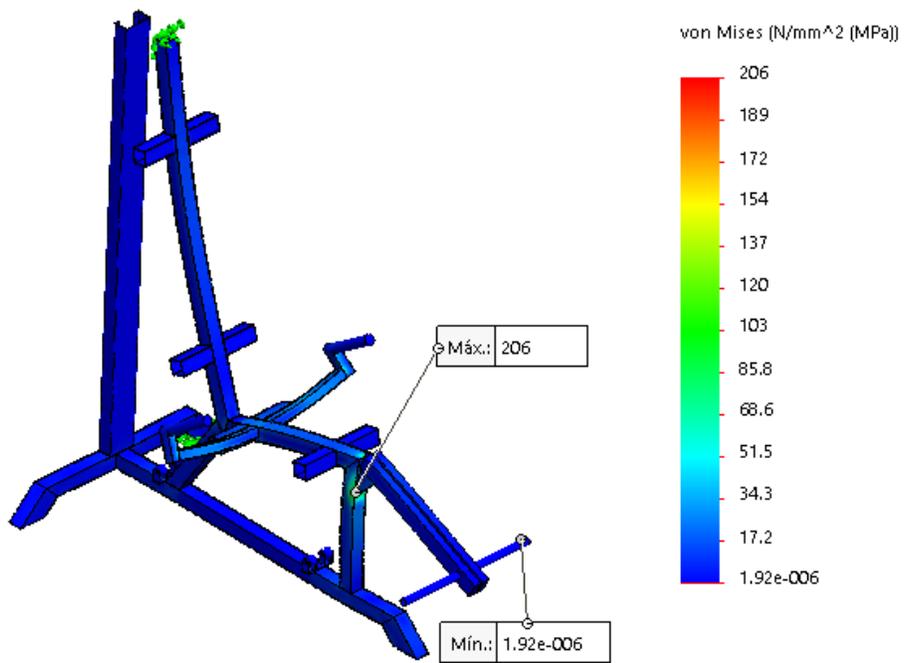
c)

Figura 18 Análisis estático de la platina a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad

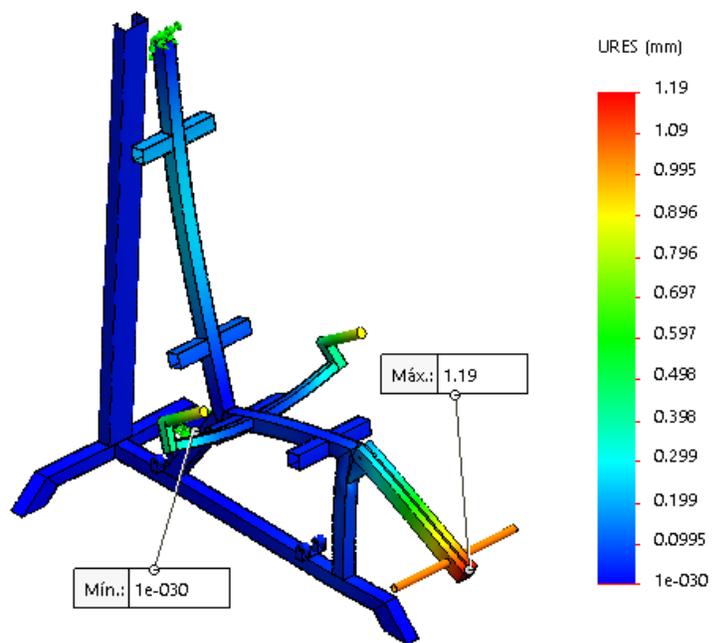
En la figura 18a, se observa que el mayor esfuerzo posee un valor de 4,25 MPa, que garantiza la resistencia de la estructura, ya que no supera el límite elástico del acero seleccionado AISI 1008 (285 MPa). El valor del desplazamiento máximo es de $2,14 \times 10^{-4}$ mm (figura 18b) y el valor del factor de seguridad mínimo es de 67,1 mm (figura 18c); el cual supera el rango de seguridad aceptado.

2.2.4.4. Dispositivo completo

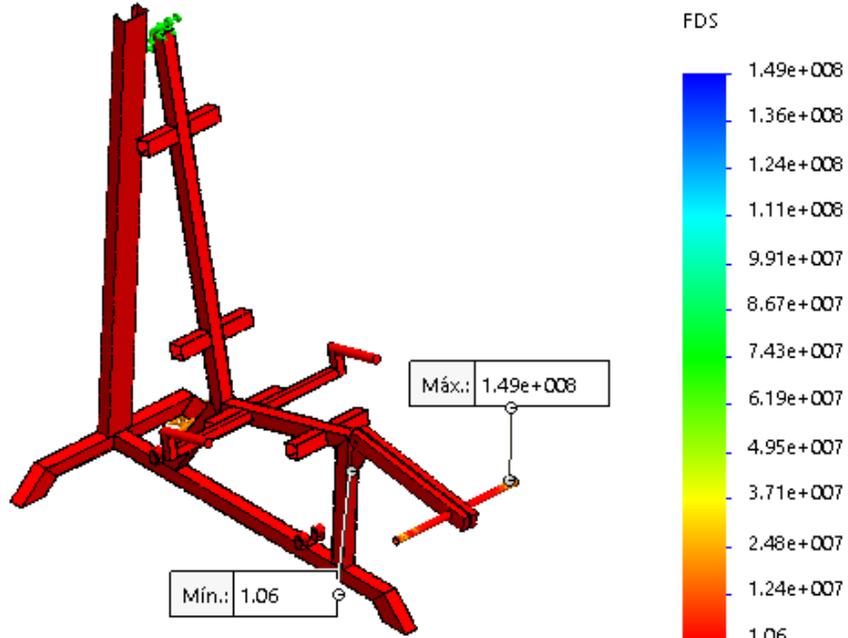
El dispositivo debe soportar una persona de 85kg y un peso adicional de 60kg que es las pesas que se agregan al momento de realizar las pruebas.



a)



b)



c)

Figura 19 Análisis estático del dispositivo a) Esfuerzos b) Desplazamientos c) Factor de seguridad

En la figura 19a, se observa que el mayor esfuerzo posee un valor de 4206 MPa, que garantiza la resistencia de la estructura, ya que no supera el límite elástico del acero seleccionado AISI 1008 (285 MPa). El valor del desplazamiento máximo es de 1,19 mm (figura 19b) y el valor del factor de seguridad mínimo es de 1,1 mm (figura 19c); el cual es menor al rango aceptado, pero todavía se encuentra en un rango aceptable, debido a que el factor de seguridad mínimo es 1.

2.3. Diseño del sistema electrónico

La figura 20 muestra el esquema de funcionamiento del dispositivo, conformado por un sensor encargado de medir el ángulo de inclinación de la pierna, estos datos son adquiridos por una placa de adquisición de datos para luego ser procesados por un computador en donde

se encuentra la aplicación que permite procesar las señales y generar un documento con la valoración del paciente.

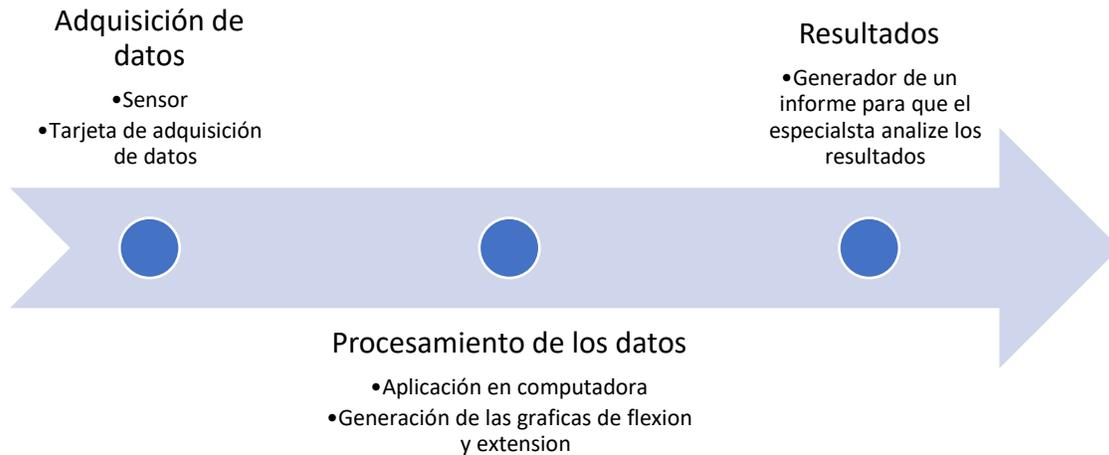


Figura 20 Esquema de funcionamiento del dispositivo

2.3.1. Selección de los componentes.

Para la adecuada selección del hardware se presentan los siguientes criterios.

- Usabilidad: licencia libre y baja complejidad de uso.
- Precio: Bajo precio
- Disponibilidad: Que sea fácil de adquirir
- Compatibilidad: Que sea compatible con diferentes programas como LabVIEW

Las alternativas para la tarjeta de adquisición de datos son:

- A1. Raspberry Pi3 Modelo B
- A2. Arduino Nano

Las alternativas del sensor son:

- A1. IMU sparkfun 5 degrees
- A2. AltIMU-10 v4
- A3. Mpu 6050

2.3.1.1. Evaluación y selección de alternativas

Se utilizará el criterio de ponderación, para ello se toman los siguientes valores tabla 3

Tabla 3 Valores para escala de la matriz de pares para evaluar las alternativas

Escala	Ponderación
Importante	1
Igual	0,5
Menos importante	0,10

Después de asignar los valores de ponderación (tabla 3), procedemos a calcular el factor de ponderación (FP) para lo cual procedemos a dividir la suma de cada fila entre el global de la columna con la siguiente ecuación 3.

$$FP = \frac{\text{suma}}{\text{total}} \quad \text{Ecuación 3}$$

Tabla 4 Asignación de valores de ponderación

Criterio	Usabilidad	Precio	Disponibilidad	Compatibilidad	$\Sigma+1$	Ponderación
Usabilidad	0	0,5	0,1	1	2,6	0,29
Precio	1	0	0,5	0,1	2,6	0,29
Disponibilidad	0,1	0,5	0	0,1	1,7	0,19
Compatibilidad	0,5	0,1	0,5	0	2,1	0,23
				Suma	9	1

Tabla 5 Ponderación para el criterio de usabilidad en la tarjeta de adquisición de datos

	A1	A2	$\Sigma+1$	Ponderación
A1	0	1	2	0,57
A2	0,5	0	1,5	0,43
		Suma	3,5	

Tabla 6 Ponderación para el criterio de precio en la tarjeta de adquisición de datos

	A1	A2	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	0,1	1,1	0,35
A2	1	0	2	0,65
		Suma	3,1	

Tabla 7 Ponderación para el criterio de disponibilidad en la tarjeta de adquisición de datos

	A1	A2	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	0,5	1,5	0,43
A2	1	0	2	0,57
		Suma	3,5	

Tabla 8 Ponderación para el criterio de compatibilidad en la tarjeta de adquisición de datos

	A1	A2	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	1	2	0,5
A2	1	0	2	0,5
		suma	4	

Tabla 9 Evaluación de las ponderaciones

	Usabilidad	Precio	Disponibilidad	Compatibilidad	$\Sigma+I$	Prioridad
A1	0,57	0,35	0,43	0,50	2,85	2
A2	0,43	0,65	0,57	0,50	3,15	1

Con la tabla 9 determinamos que la alternativa 2 es la que mejor cumple nuestros criterios.

Por lo que para la adquisición de datos la placa que se utilizara es el Arduino nano.

Tabla 10 Ponderación para el criterio de usabilidad en el sensor

	A1	A2	A3	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	1	0,5	2,5	0,38
A2	0,5	0	0,1	1,6	0,24
A3	1	0,5	0	2,5	0,38
		suma		6,6	

Tabla 11 Ponderación para el criterio de precio en el sensor

	A1	A2	A3	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	0,1	1	2,1	0,34
A2	0,5	0	0,5	2	0,32
A3	1	0,1	0	2,1	0,34
	suma			6,2	

Tabla 12 Ponderación para el criterio de disponibilidad en el sensor

	A1	A2	A3	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	0,5	0,1	1,6	0,26
A2	1	0	0,1	2	0,33
A3	1	0,5	0	2,5	0,41
	suma			6,1	

Tabla 13 Ponderación para el criterio de compatibilidad en el sensor

	A1	A2	A3	$\Sigma+I$	Ponderación
A1	0	1	0,1	2,1	0,34
A2	1	0		2	0,33
A3	1		0	2	0,33
	suma			6,1	

Tabla 14 Evaluación de las ponderaciones para el sensor

	Usabilidad	Precio	Disponibilidad	Compatibilidad	$\Sigma+I$	Prioridad
	d		ad	ad		d
A1	0,38	0,34	0,26	0,34	2,32	2
A2	0,24	0,32	0,33	0,33	2,22	3
A3	0,38	0,34	0,41	0,33	2,46	1

Con la tabla 14 obtenemos que la alternativa 3, el sensor MPU 6050 cumple mejor con nuestros criterios.

2.3.2. Sensor MPU 6050

EL MPU6050 es una unidad de medición inercial o IMU (Inertial Measurement Units) de 6 grados de libertad (DoF) pues combina un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes. Este sensor es muy utilizado en navegación, goniometría, estabilización, etc. (figura 21).



Figura 21 Sensor MPU 6050

Especificaciones técnicas

- Voltaje de operación: 3V/3.3V~5V DC
- Regulador de voltaje en placa
- Grados de libertad (DoF): 6
- Rango Acelerómetro: 2g/4g/8g/16g
- Rango Giroscopio: 250Grad/Seg, 500Grad/Seg, 1000Grad/Seg, 2000Grad/Seg
- Sensibilidad Giroscopio: 131 LSBs/dps
- Interfaz: I2C
- Conversor AD: 16 Bits (salida digital)
- Tamaño: 2.0cm x 1.6cm x 0.3cm

2.3.3. Programación del microcontrolador

Para la programación del microcontrolador, se utilizó el IDE de Arduino, donde se agregaron las librerías para comunicación I2C, las librerías del sensor y sus respectivos registros para habilitar las direcciones de lectura del acelerómetro y giroscopio. En la figura 22 se aprecia el diagrama de flujo seguido para la realización del programa.

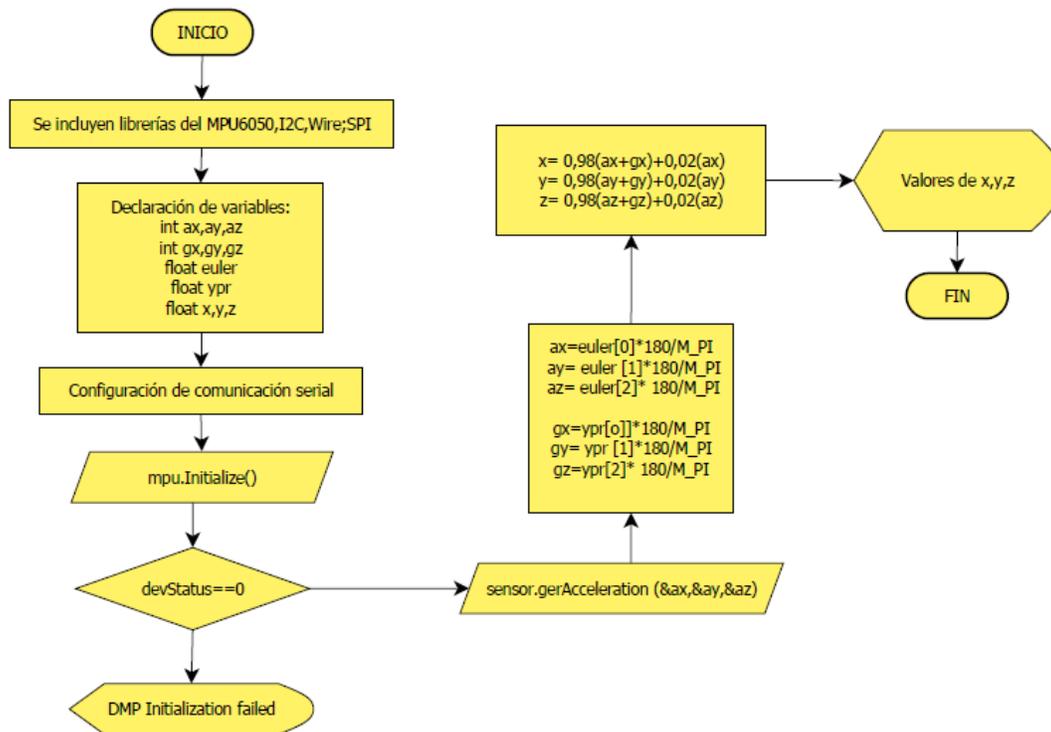


Figura 22 Diagrama de flujo para la adquisición de datos

Al momento de probar la programación se observó que la lectura varía mucho aun sin que el sensor este en movimiento, esto se puede deber al ruido en la lectura del MPU, que produce el error que se va acumulando en cada iteración y va creciendo, este error es conocido como DRIFT. Uno de los mejores filtros para eliminar el drift es el filtro Kalman, pero se necesita de una buena capacidad de procesamiento, haciendo difícil de implementar. [18]

El filtro de complemento o en inglés "Complementary Filter" es uno de los más usados por su fácil implementación, combina el ángulo calculado por el giroscopio y el ángulo calculado por el acelerómetro. La necesidad de combinar ambas lecturas es que, si solo trabajamos con el acelerómetro, este es susceptible a las aceleraciones producto del movimiento del MPU o a fuerzas externas, pero en tiempos largos el ángulo no acumula errores. A diferencia que si trabajamos solo con el giroscopio si bien este no es susceptible a fuerzas externas, con el tiempo el drift es muy grande y nos sirve solo para mediciones de tiempos cortos. La ecuación para calcular el ángulo usando el filtro de complemento es: [18]

$$\text{Angulo} = 0,98(\text{angulo} + \omega) + 0,02(\alpha) \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde:

- ω es el ángulo del giroscopio
- α es el ángulo del acelerómetro

De esta forma el ángulo del acelerómetro está pasando por un filtro pasa bajos, amortiguando las variaciones bruscas de aceleración; y el ángulo calculado por el giroscopio tiene un filtro pasa altos teniendo gran influencia cuando hay rotaciones rápidas.

2.3.4. Diseño de la interfaz.

Para la comunicación entre la interfaz y el dispositivo, se utilizó el protocolo de comunicación serial (VISA) de LabVIEW en el cual primero se configura el puerto serial, agregando el COM, la velocidad de transmisión de datos, etc. Una vez configurado todo esto se utiliza los comandos "VISA read" para recibir los datos, de ahí se proceden a transformar esos datos a tipo flotante para poder realizar las operaciones matemáticas posteriores y al final se cierra la comunicación (figura 23).

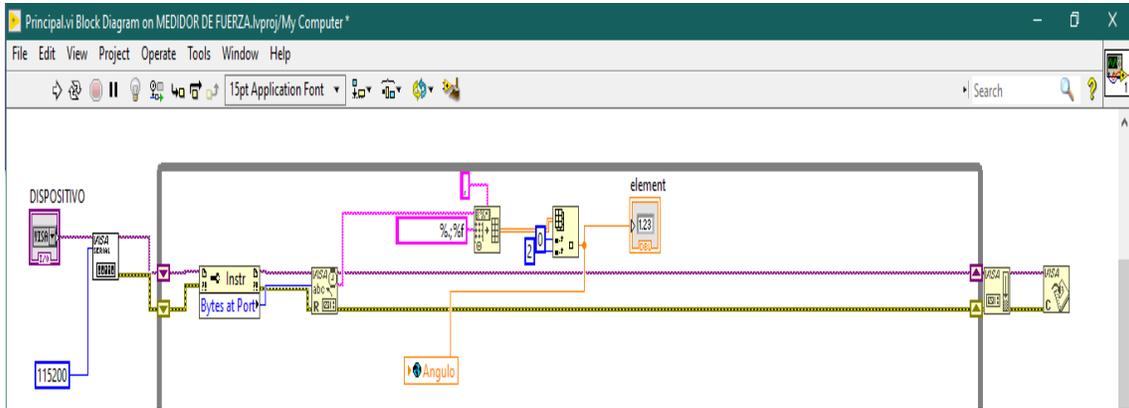


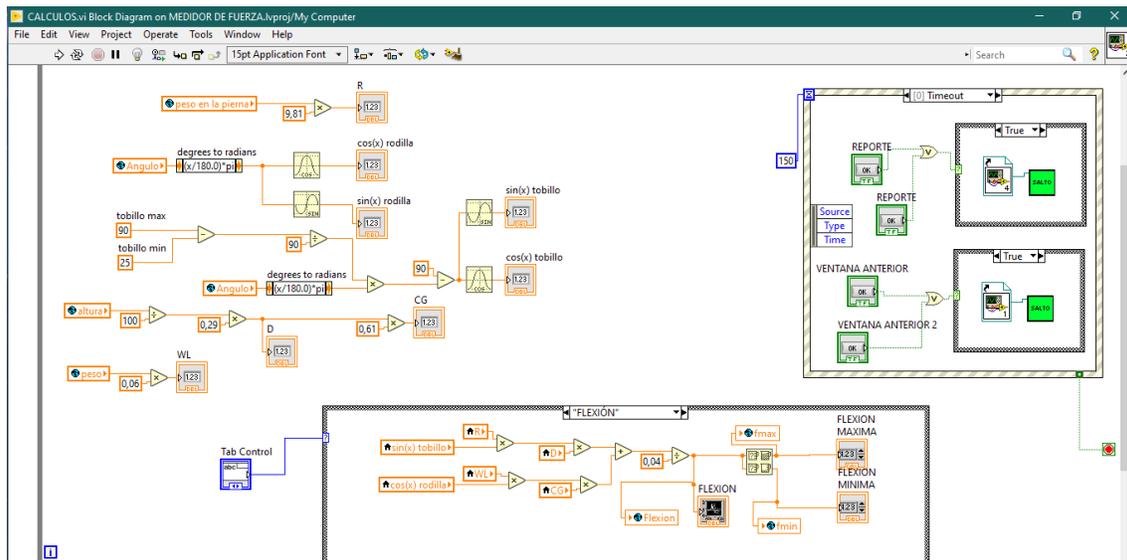
Figura 23 Comunicación serial LabVIEW

Después de empezar a recibir los datos procedemos a crear la pantalla principal en la cual el evaluador deberá ingresar los datos necesarios para poder determinar la fuerza de extensión y flexión (figura 24).

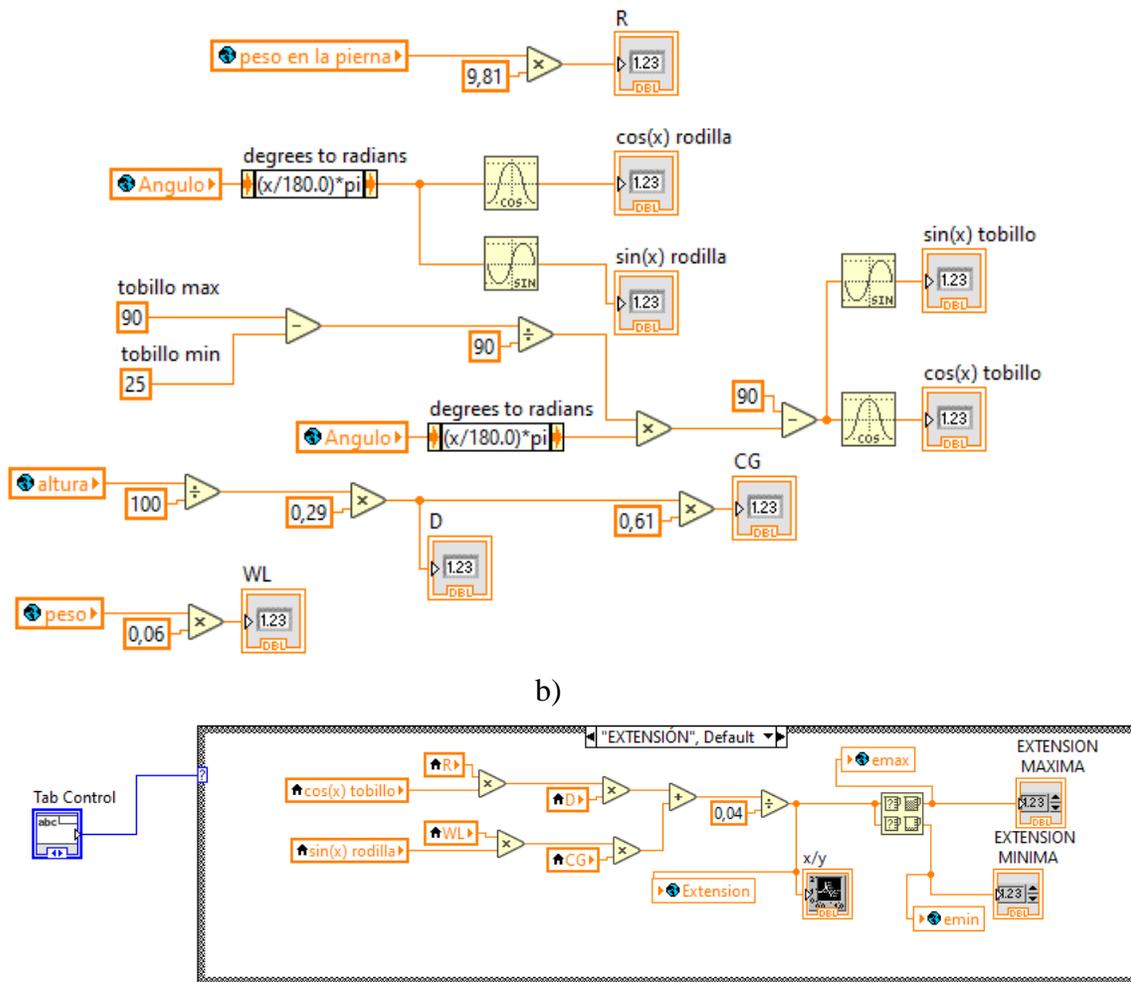
Figura 24 Pantalla principal de la interfaz

Posteriormente de haber ingresado todos los datos que se solicitan en la pantalla principal procedemos a dar click en la flecha verde, la cual nos abrirá otra ventana en donde se mostrarán los resultados (figura 26).

Con los datos obtenidos en la pantalla principal y la ecuación 1 y ecuación 2 procedemos a realizar los cálculos (figura 25a). En la sección que se muestra en la figura 25b se realiza la lectura de los datos ingresados en la pantalla principal (figura 24). Para facilitar la observación de los resultados se utilizó un “tab control” para crear 2 pestañas (figura 25c), en las cuales, en cada pestaña se ingresa la ecuación 1 y ecuación 2 y se le agrega una gráfica para observar las variaciones de la fuerza dependiendo del ángulo en que se encuentra la rodilla.



a)



c)

Figura 25 Pantalla de resultados a) Cálculos de la extensión y flexión b) Lectura de los datos ingresados en la interfaz principal c) Obtención de la gráfica de resultados

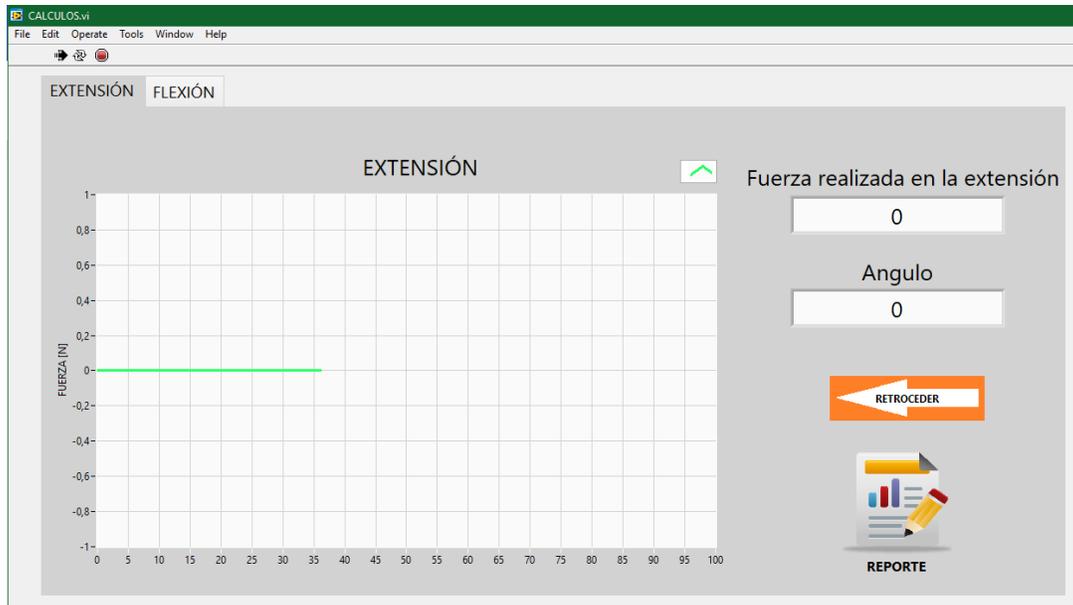


Figura 26 Interfaz de resultados

Para la generación del reporte de resultados, se utilizó la herramienta MS Office Report (figura 27), esta aplicación permite la creación de reportes personalizados, permitiendo agregar gráficas, tablas de forma automática, además del uso de plantillas creadas en Excel o Word en las cuales se agrega la información necesaria que el especialista necesite. [6]

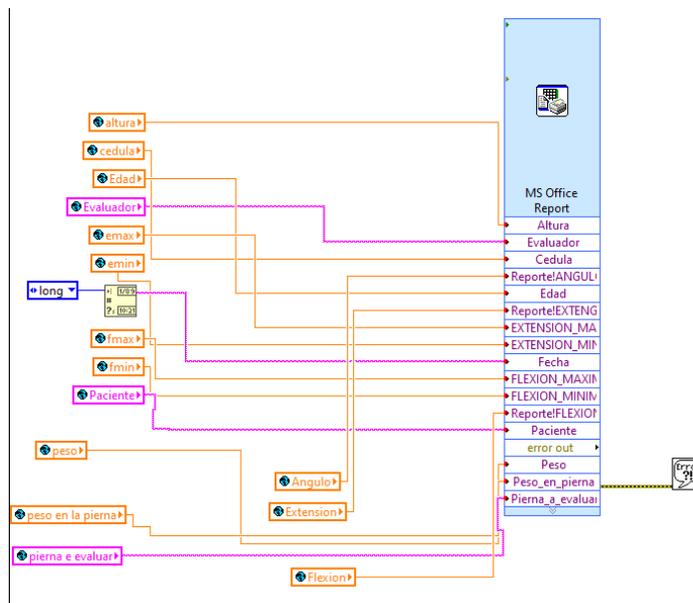


Figura 27 Herramienta para generar reportes (MS Office Report)

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

El prototipo final del dispositivo se presenta en la figura 28 que se utilizó para las pruebas.



a)



b)



c)

Figura 28 Prototipo final del dispositivo a) Vista general b) Vista frontal c) Vista lateral

El prototipo está compuesto por las siguientes partes:

- a) Asiento donde la persona a evaluar se acomodará, se muestra en la figura 28b encerrado en un cuadro amarillo.
- b) Mecanismo para el soporte de las piernas: en el cual se ajusta la pierna del paciente, se lo observa en la figura 28c encerrada en el cuadro rojo.
- c) Sensor MPU6050: debe estar alineado con la rodilla de la persona ya que este dato es primordial para el cálculo de la fuerza, se distingue en la figura 28b encerrada en el cuadro morado.
- d) Sistema de pesas: aquí se coloca las pesas para realizar las pruebas con diferentes pesos y así determinar la fuerza máxima que efectúa el usuario, se muestra en la figura 28c encerrado en el cuadro verde.
- e) Tarjeta de adquisición de datos; encargada de recibir los datos enviados por el MPU6050 para su respectivo procesamiento, se aprecia en la figura 28c encerrado en el cuadro azul, específicamente debajo del asiento.

3.1. Pruebas

Se realizó a una persona de las siguientes características: 170cm de estatura y 62,3 kg de masa. Para asegurar una ejecución constante en la evaluación del dispositivo todas las pruebas se realizaron bajo el siguiente protocolo:

Los pasos a seguir fueron:

- Ubicación correcta de la persona en la silla (figura 29a)
- Comprobación de funcionamiento de los componentes electrónicos del sistema
- Agregar un peso de 5kg en el mecanismo de pesas.

- Inicio de la prueba con el ejercicio de extensión - flexión (figura 29b).
- Repetir los pasos anteriores 2 veces más.



a)



b)

Figura 29 Pruebas de funcionamiento a) Ubicación correcta de la persona en la silla b) Inicio del ejercicio de extensión y flexión

De acuerdo con lo anterior, en la siguiente sección los resultados obtenidos de las evaluaciones se presentan.

3.2. Análisis de la extensión - flexión

Se realizaron 3 evaluaciones en la misma persona bajo las mismas condiciones, la figura 30 hace referencia a las gráficas obtenidas en el ejercicio de extensión.

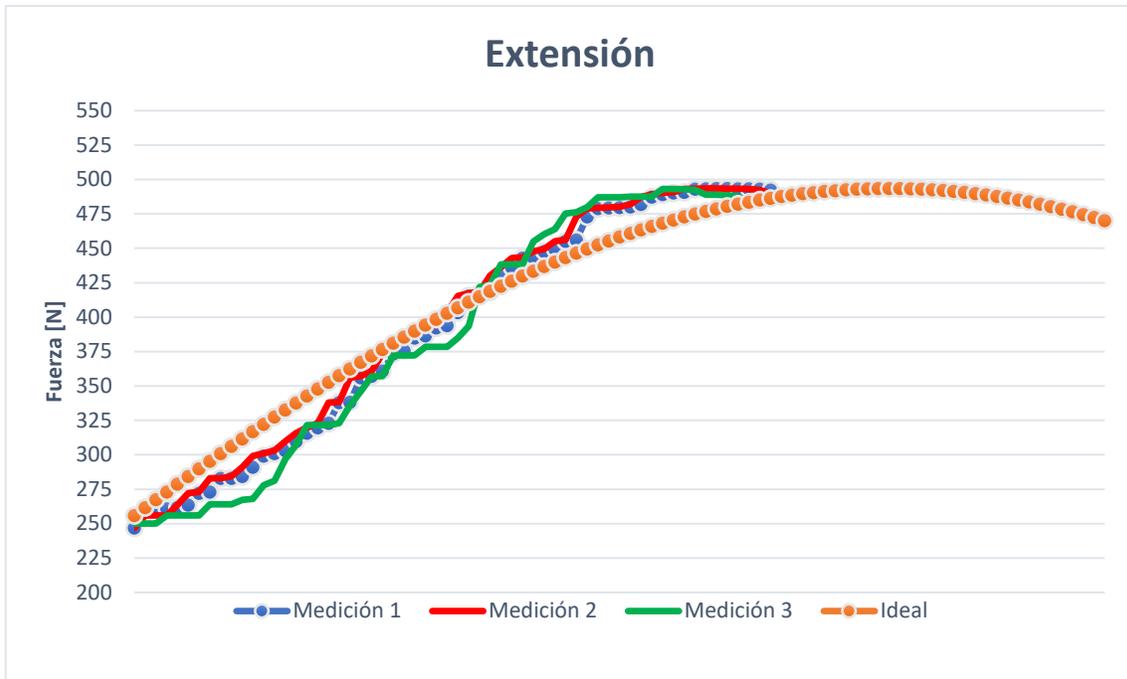


Figura 30 Evaluaciones en el ejercicio de extensión

En la figura 31 se indica los valores obtenidos de la flexión.

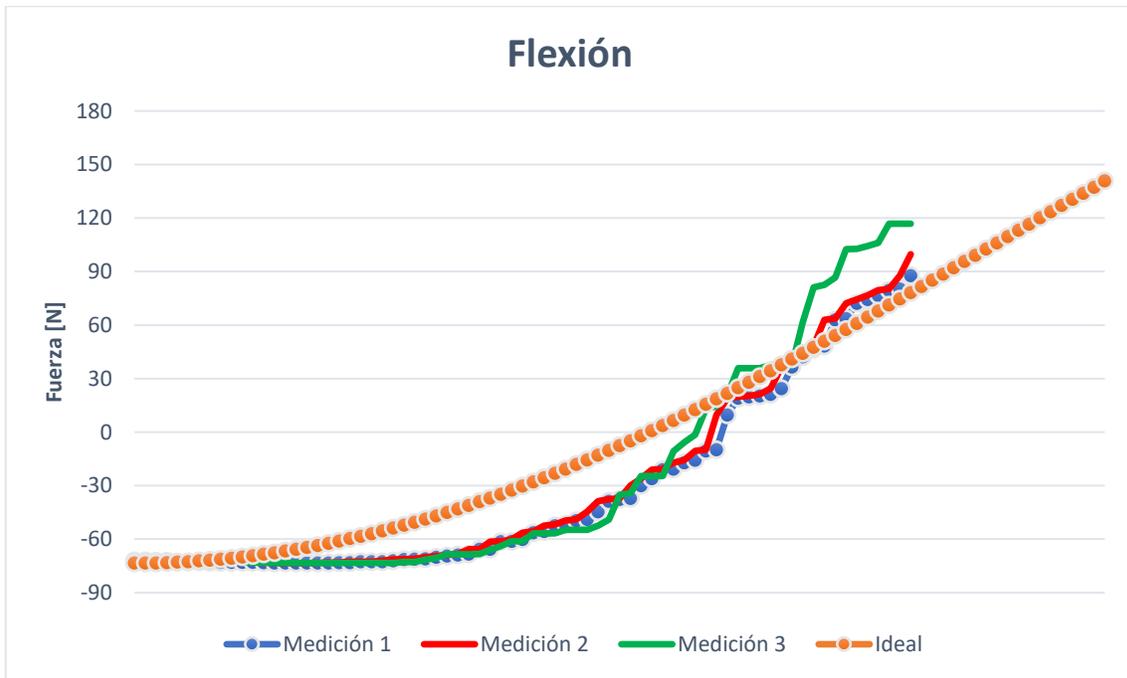


Figura 31 Evaluaciones en el ejercicio de flexión

Como se observa en las figuras 30 y 31 existe una variación en comparación con la gráfica ideal, esto se debe a que la gráfica ideal muestra la fuerza en relación del ángulo tomando en cuenta que la persona realiza el ejercicio a una velocidad constante, cosa que en las pruebas con el dispositivo no se realiza porque al momento de realizar el ejercicio.

Tabla 15 Valores obtenidos en las pruebas

	<i>Ángulo máximo [°]</i>	<i>Extensión [N]</i>	<i>Flexión [N]</i>
<i>Medición 1</i>	83,04	483,68	116,80
<i>Medición 2</i>	78,14	489,75	99,69
<i>Medición 3</i>	74,72	492,29	87,73

En la tabla 15 se puede observar que hay una disminución del ángulo máximo en cada medición afectando así la evaluación de la extensión y flexión, esta caída se debe a varios factores que afectan el rendimiento físico de la persona como su condición física, enfermedad, edad, etc.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

La valoración de la fuerza de extensión y flexión en la rodilla es uno de los principales métodos para evaluar los miembros inferiores debido a que la rodilla constituye como uno de los elementos más importante para la marcha, además de soportar todo el peso del cuerpo.

El diseño de un dinamómetro digital con la utilización de sensores y estudios biomecánicos del cuerpo humano, sirvieron para determinar las ecuaciones que permiten calcular valores que son difícil de obtener manualmente. Como la fuerza aplicada por los grupos musculares cuádriceps e isquiotibiales al realizar ejercicios de flexión y extensión.

En la revisión literaria la mayoría de los autores coinciden en, gracias al surgimiento de la dinamometría y sus diferentes técnicas como la dinamometría isométrica, isotónica e isocinética han ayudado a mejorar las evaluaciones físicas de las personas, debido a que estos dispositivos muestran más información y mayor precisión en comparación a los métodos manuales que empiezan a dejar de ser utilizados.

En el diseño de la estructura mecánica el estudio de esfuerzos y deformación realizados permitieron llevar a cabo una selección adecuada de materia para todos los elementos estructurales; dando la garantía de que estos elementos no fallaran.

En la construcción del medidor de fuerza para miembros inferiores se utilizó dispositivos que son de fáciles de conseguir en el mercado, lo que le permite al dispositivo ser de fácil mantenimiento y reparación debido a que su programación y ensamblaje son sencillos e intuitivos.

Las pruebas realizadas permitieron demostrar que el dispositivo creado cumple con el objetivo de medir la fuerza en los miembros inferiores.

Recomendaciones

Este dispositivo deber ser utilizado únicamente para la valoración de fuerza muscular ya que no posee de actuadores que permitan la rehabilitación en pacientes o para el fortalecimiento muscular.

Aunque Arduino mostro ser suficiente para el desarrollo de este proyecto se recomienda cambiar a un dispositivo con mayor capacidad de procesamiento.

Alejarse de fuentes eléctricas que generen ruido debido a que afecta el desempeño del dispositivo

Es conveniente desconectar el cable de alimentación del dispositivo hasta el momento de proceder a evaluar para obtener un buen funcionamiento.

Bibliografía

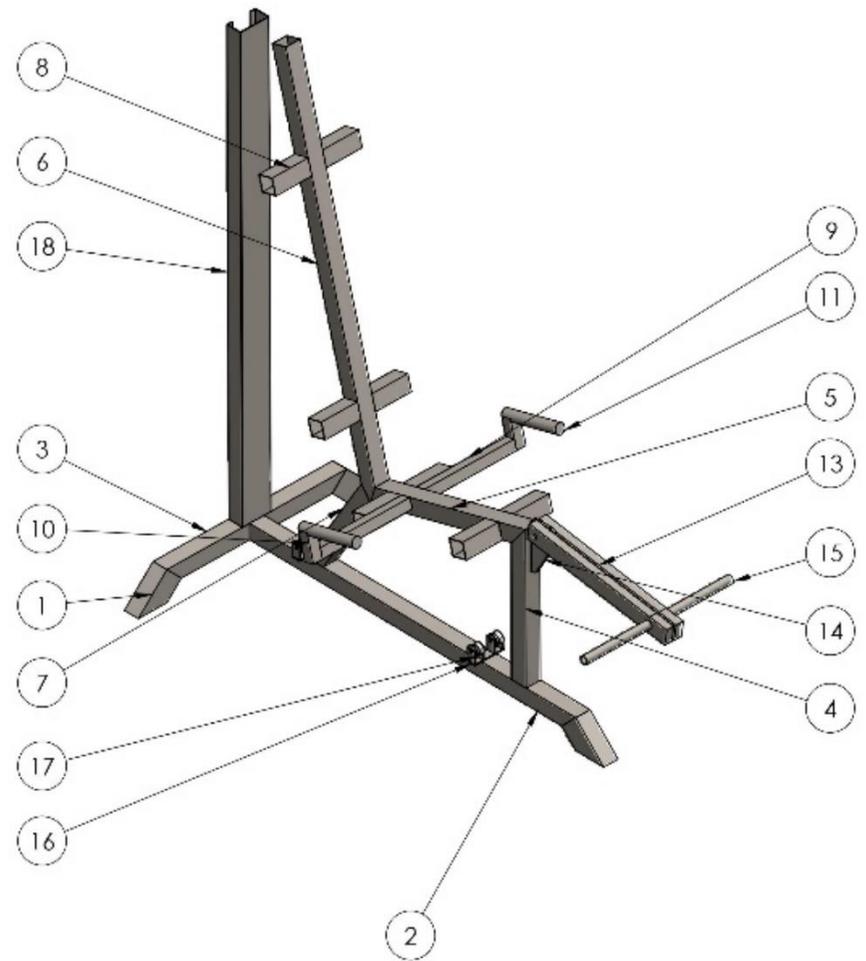
- [1] R. C. d. I. Cuerda, A. Á. Maturana y A. M. Jiménez, «Valoración manual de la fuerza muscular frente a dinamometría instrumental,» Madrid, 2008.
- [2] A. E. Perera, I. D. Hernández, J. P. Novo y R. T. Carballeira, «Evaluación y entrenamiento isocinético en rehabilitación post artroscópica de rodilla de paciente con artritis reumatoide,» *Revista Cubana de Reumatología*, vol. 10, nº 11-12, pp. 11-19, 2008.
- [3] D. C. Y. Vázquez, «Comparación evaluativa de la preparación e implementación de fisioterapia entre los Estados Unidos y los países seleccionados de América del Sur,» *Languages and Literature Undergraduate Student Works*, p. 15, 2018.
- [4] CONADIS, «Consejo Nacional Para La Igualdad De Discapacidades,» 2 10 2018. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/03/index.html>. [Último acceso: 30 11 2018].
- [5] E. R. B. Tesina, *Caracterización isocinética en músculos extensores/flexores de rodilla en atletas universitarios mexicanos en 3 diferentes velocidades angulares* (Tesis de Pregrado). Universidad Autónoma de Nuevo León, Nuevo León, México, 2018.
- [6] A. S. Villegas, *Prototipo para evaluar sarcopenia en miembro inferior*. (Tesis de Pregrado). Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, México 2016.
- [7] F. H. Jiménez, J. G. Díaz y J. V. Montes, «Dinamometría isocinética,» *Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación*, vol. 39, nº 6, pp. 286-296, 2015.
- [8] L. Daniels y C. Worthingham, «Examen de los músculos de la extremidad inferior,» de *Pruebas Funcionales Musculares*, Madrid, Marban Libros, 1996, pp. 202-210.
- [9] L. D. C. Worthingham, «Principios de la evaluación manual de los músculos,» de *Pruebas Funcionales Musculares*, Madrid, Marban Libros, 1996, pp. 1-5.
- [10] Biodex, «Innovamedica,» Innovamedica, 2017. [En línea]. Available: <http://www.innovamedica.com.ec/productos-biodex-dinamometros.html>. [Último acceso: 18 11 2020].
- [11] J. E. C. Vega, *Características generales de la fuerza muscular*, Editorial Universitaria, 2014, p. 75.

- [12] I. A. Tolosa-Guzmán, M. C. T. Chacón y M. C. P. Natera, *Biomecánica de la rodilla para fisioterapeutas*, Editorial Universidad del Rosario, 2018, p. 93.
- [13] M. C. Panesso, M. C. Trillos y I. T. Guzmán, «Biomecánica Clínica de la Rodilla,» Universidad del Rosario, Bogotá, 2008.
- [14] E. G. M. Lissete, *Análisis mediante FEM de la rodilla humana durante la fase de apoyo de la marcha* (Tesis de Pregrado). Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, México, 2013.
- [15] C. A. Oatis, «Knee Unit,» de *Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*, Tercera ed., Philadelphia, Wolters Kluwer, 2017, pp. 2175-2392.
- [16] N. R. F. Collaboration, «NCD Risk,» NCD Risk Factor Collaboration, 18 11 2020. [En línea]. Available: <https://www.ncdrisc.org/height-mean-distribution.html>. [Último acceso: 22 11 2020].
- [17] A. P. A. Rodrigo y R. F. L. Daniel, *Diseño e implementación de un dinamómetro digital para la valoración de fuerza muscular en ángulos específicos de la flexión y extensión de la articulación de la rodilla* (Tesis de Pregrado). Universidad De Las Fuerzas Armadas, Sangolqui, Ecuador, 2015.
- [18] Naylamp, «Naylamp,» 2016. [En línea]. Available: https://www.naylampmechatronics.com/blog/45_Tutorial-MPU6050-Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html. [Último acceso: 10 10 2020].
- [19] InvenSense, «MPU-6000/MPU-6050 Product Specification,» 19 8 2013. [En línea]. Available: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>. [Último acceso: 2020 11 20].
- [20] P. L. R. García, «Fuerza, su clasificación y pruebas de valoración,» *Revista de la Facultad de Educación, Universidad de Murcia*, pp. 2-10, 2015.

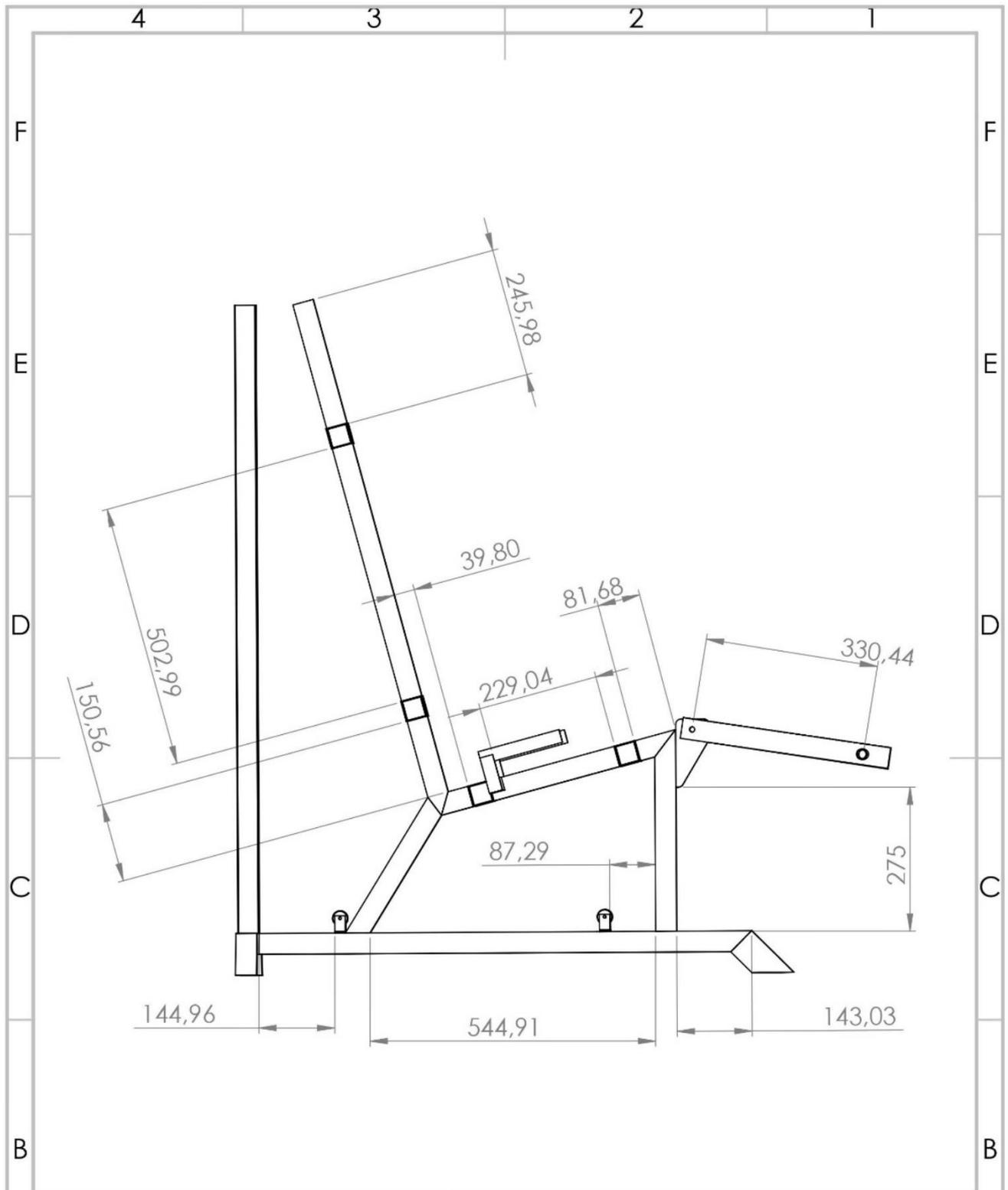
ANEXOS

A. PLANOS MECÁNICOS

N.º DE ELEMENTO	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	MATERIAL
1	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	3	AISI 1008
2	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	1	AISI 1008
3	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	1	AISI 1008
4	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	1	AISI 1008
5	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	1	AISI 1008
6	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	1	AISI 1008
7	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	1	AISI 1008
8	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	8	AISI 1008
9	Tubo Estructural Cuadrado 40x40x1.5	2	AISI 1008
10	Tubo Estructural Cuadrado 25x25x2	2	AISI 1008
11	Tubo Estructural Redondo 25x1,5	2	AISI 1008
12	VRL 10	1	ASIM A36
13	Tubo Estructural Rectangular 20x40x1,5	2	AISI 1008
14	Platina 100x6	1	ASTM A36
15	Tubo Estructural Redondo 25x1,5	2	AISI 1008
16	Platina 12x3	2	ASTM A36
17	Platina 12x3	8	ASTM A36
18	Perfil Estructural "G" 80x50x15x2 mm	1	ASTM A36



SE DEBE INDICAR CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO DE PERFORACIONES: TOLERANCIA: LINEA: AVISO: A36			ACABADO:	FEBRESARY REGRIN FARRAS STVAS	NO CAMBIA LA ESCALA	REVISION
					UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	
					TÍTULO:	
					Dispositivo de medición de fuerza en miembros inferiores	
					Nº DE DISEÑO:	1
					A3	
					ESCALA: 1	
					HOJA 1 DE 1	



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wlmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

TÍTULO:
Vista lateral del dispositivo

N.º DE DIBUJO
2

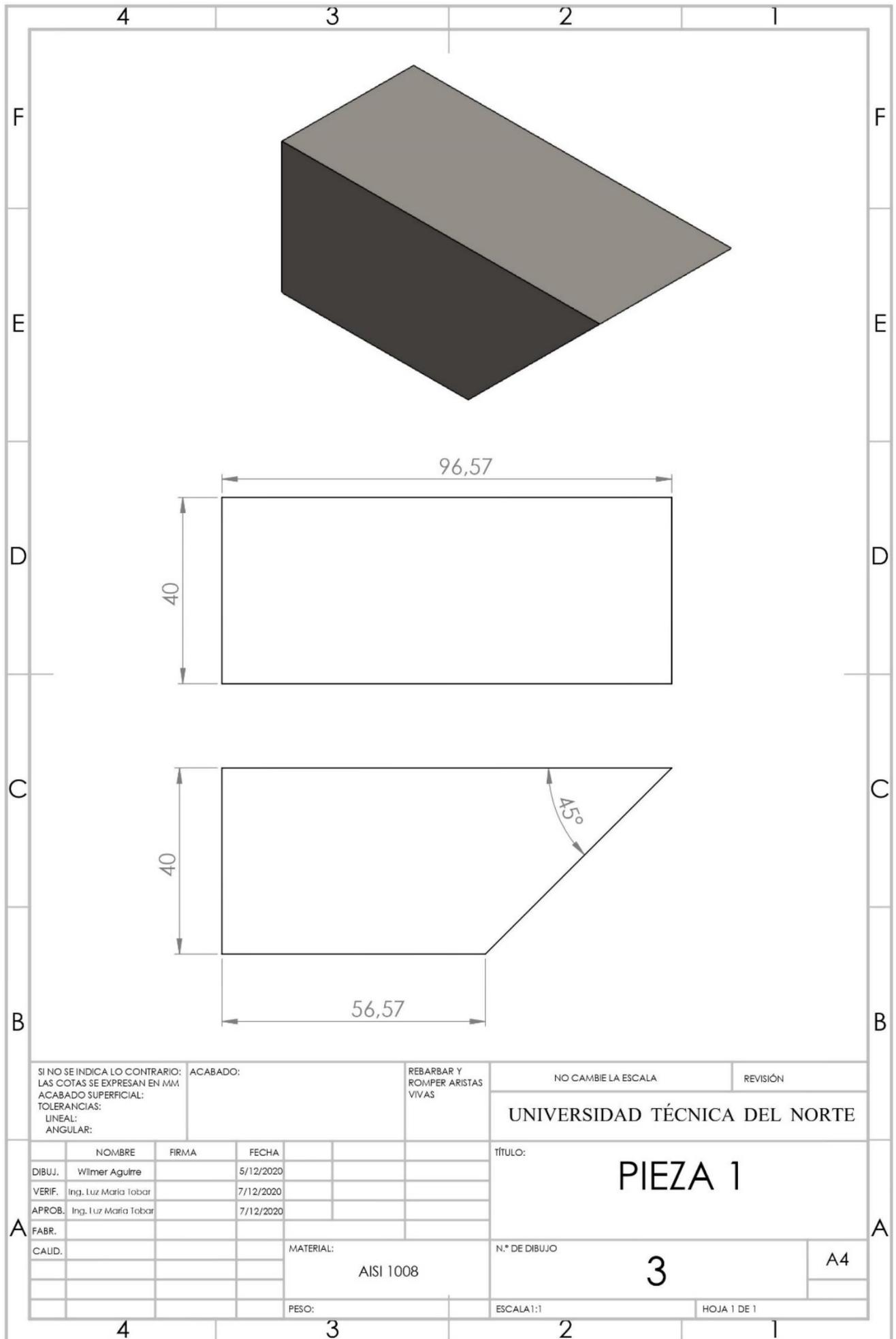
MATERIAL:
 AISI 1008

ESCALA:1:20

HOJA 1 DE 1

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wilmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

TÍTULO:
PIEZA 1

N.º DE DIBUJO
3

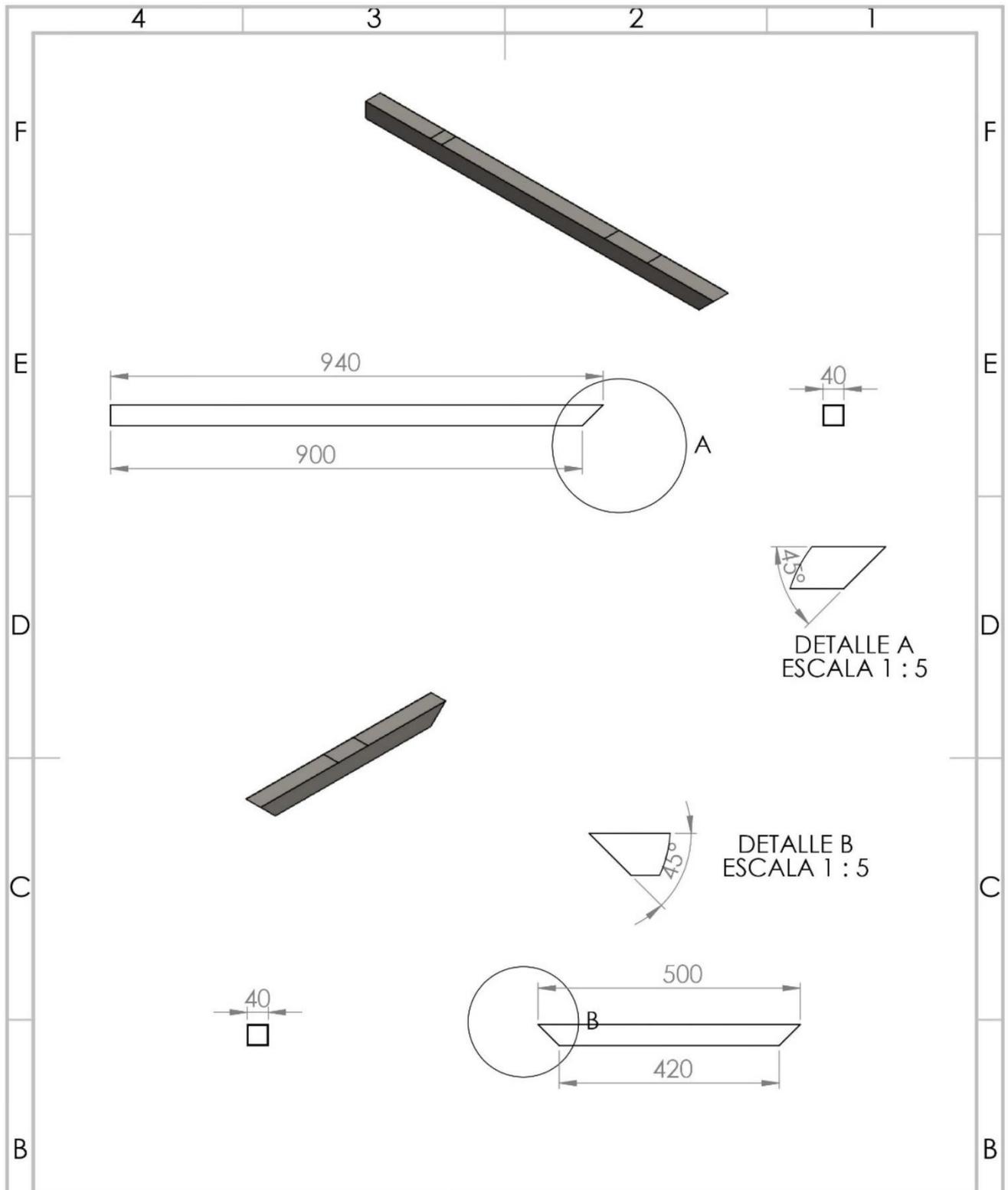
ESCALA 1:1

HOJA 1 DE 1

MATERIAL:
 AISI 1008

A4

PESO:



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

 REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

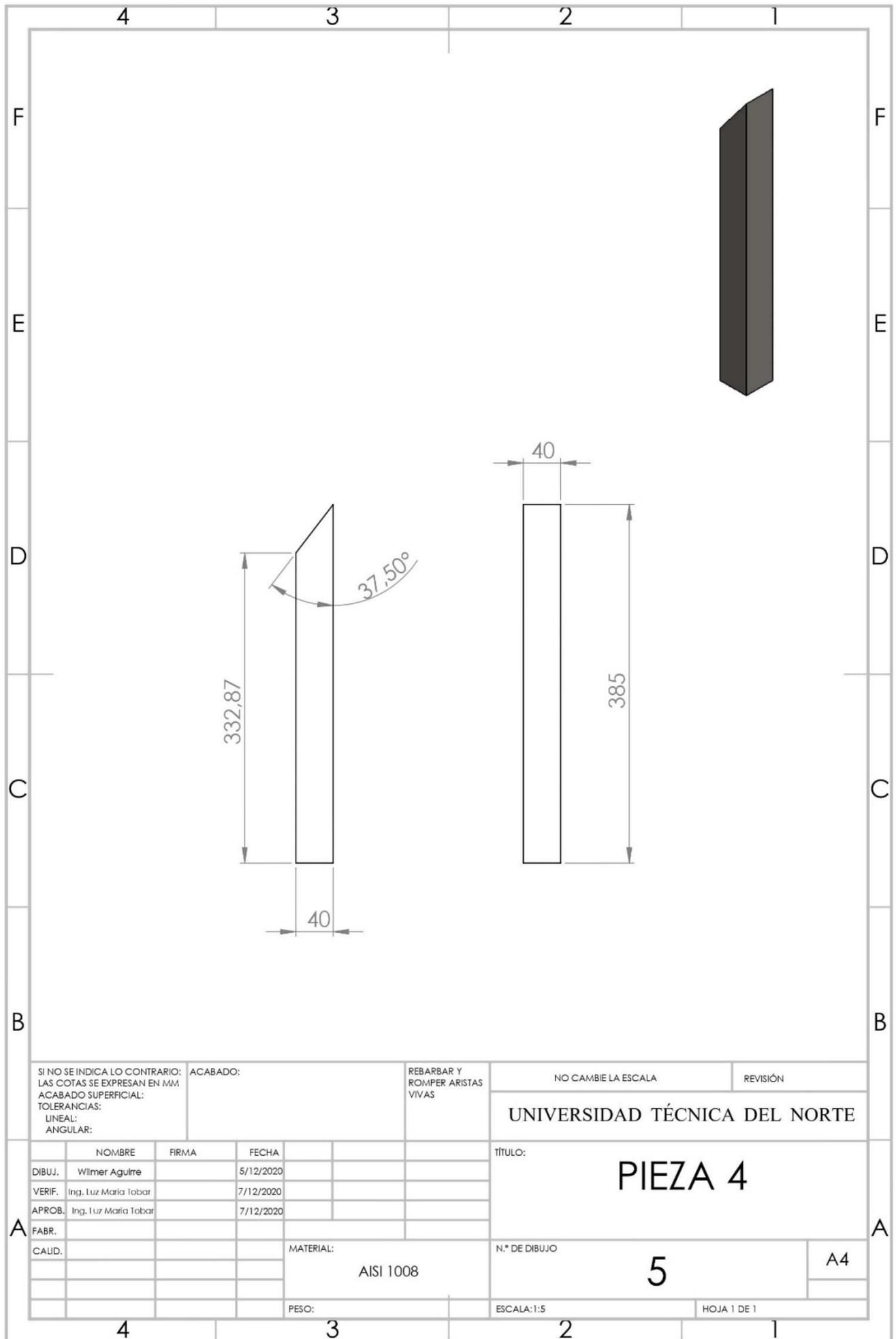
	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wlmer Aguilre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			

TÍTULO:
PIEZA 2 Y 3

CAUID.

 MATERIAL:
AISI 1008

N.º DE DIBUJO
4
 ESCALA 1:1
 A4
 HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM.
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

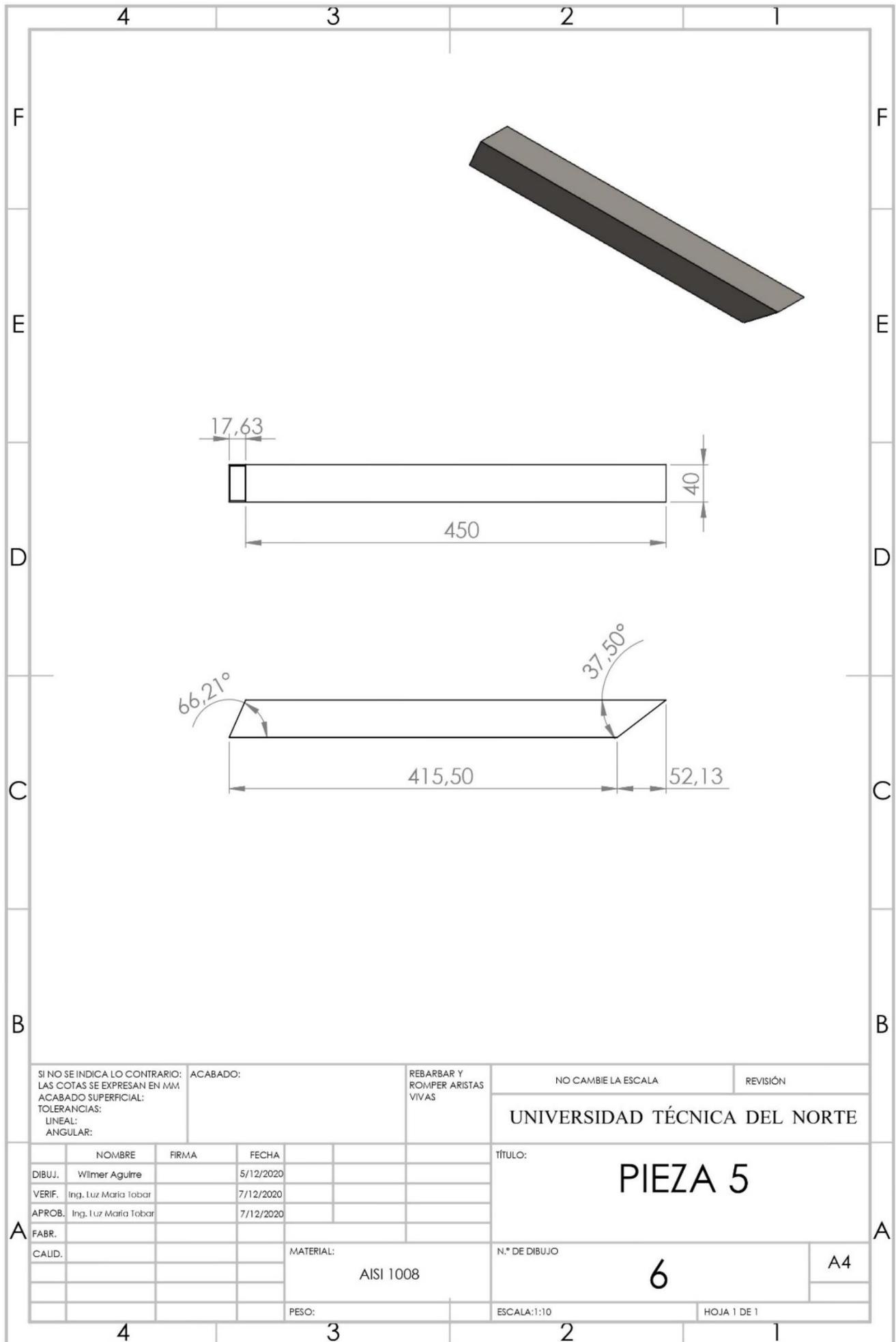
REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
DIBUJ.	Wilmer Aguirre			5/12/2020		PIEZA 4	
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar			7/12/2020			
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar			7/12/2020			
FABR.						N.º DE DIBUJO	
CAUID.					MATERIAL:	5	
					AISI 1008	A4	
					PESO:	ESCALA: 1:5	HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:
 REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN
 UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wilmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

TÍTULO:
PIEZA 5

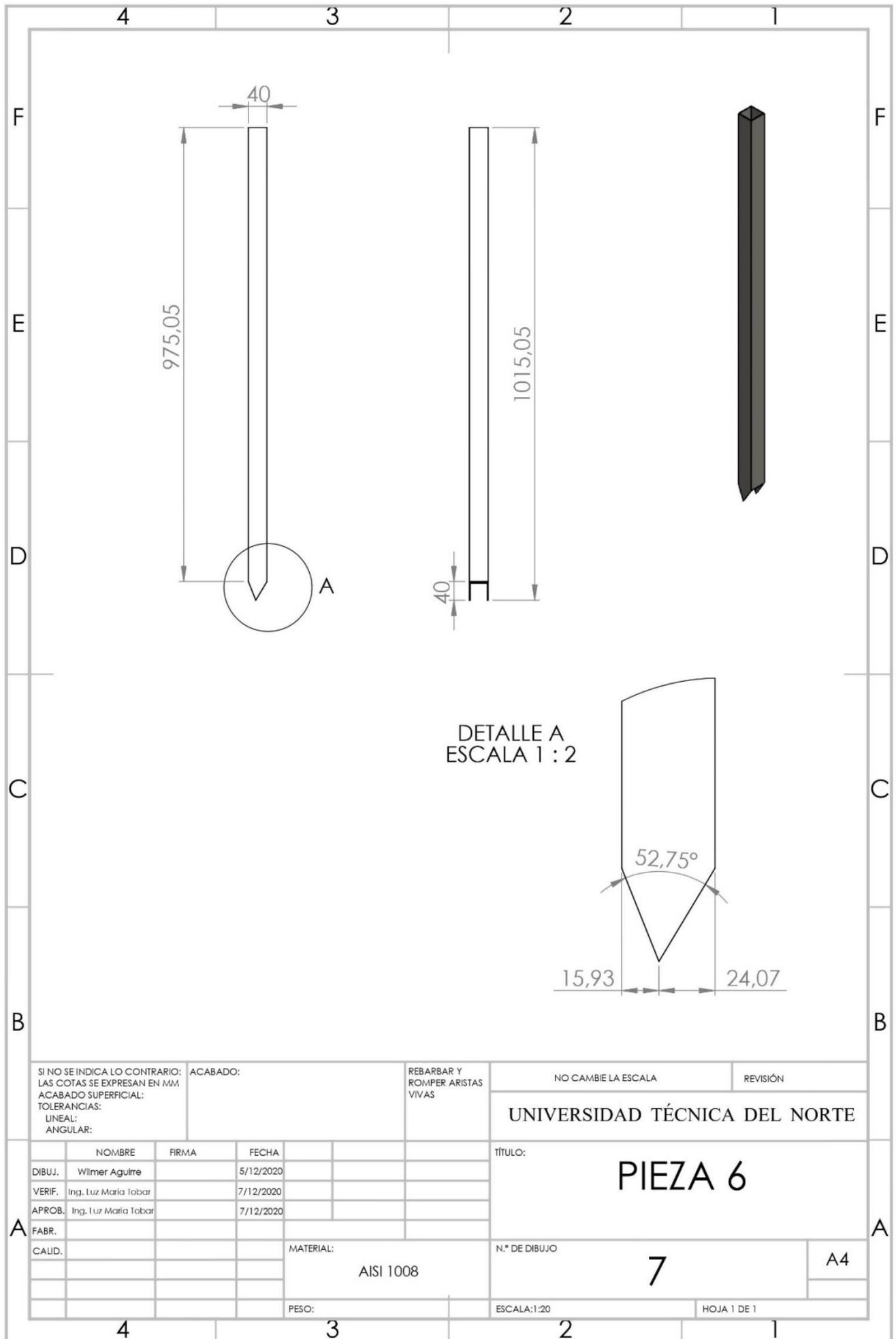
N.º DE DIBUJO
6

MATERIAL:
 AISI 1008

ESCALA:1:10

HOJA 1 DE 1

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

 REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA
 REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wilmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

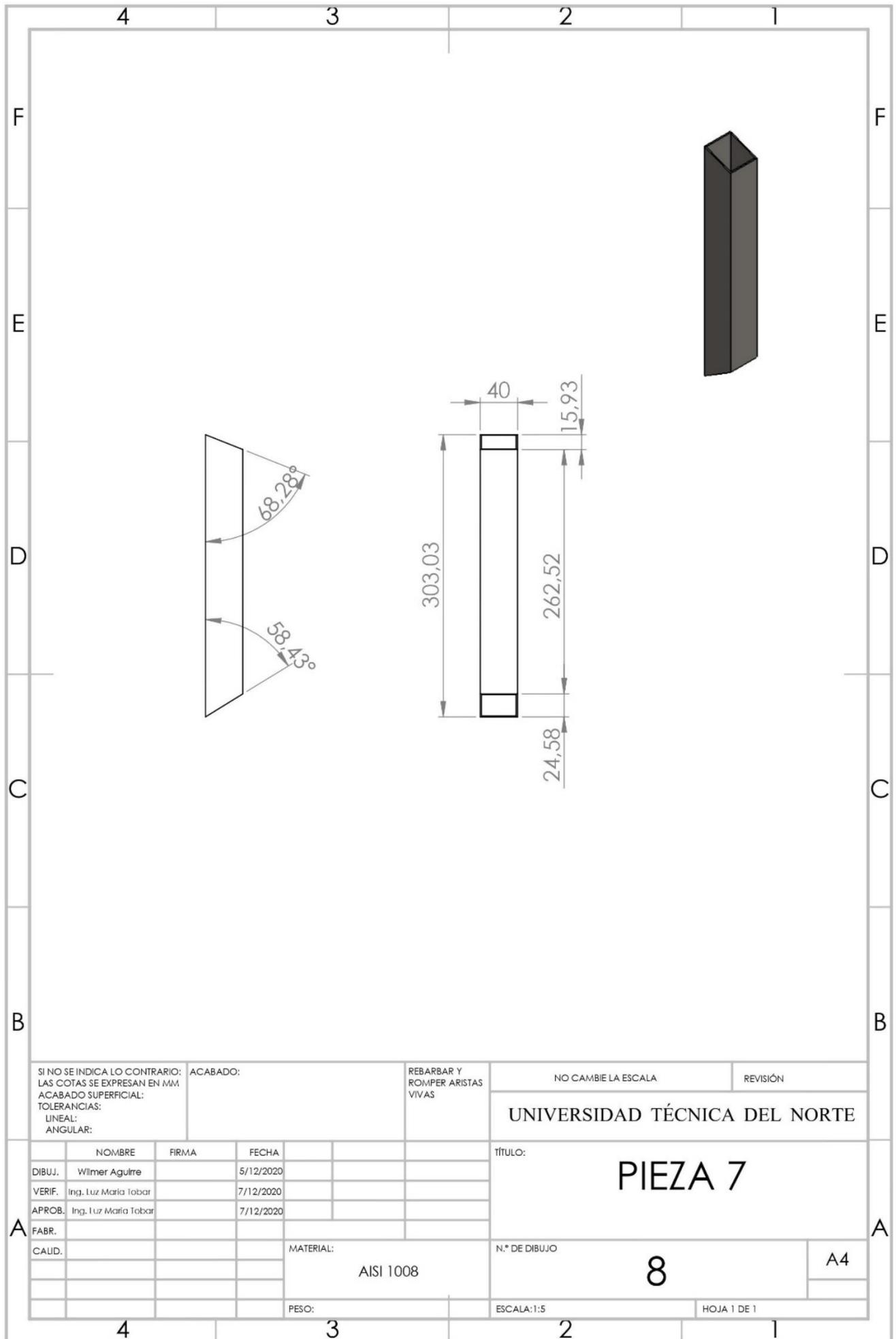
TÍTULO:
PIEZA 6

N.º DE DIBUJO
7

MATERIAL:
AISI 1008

ESCALA:1:20
 HOJA 1 DE 1

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

 REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA
 REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wilmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

TÍTULO:
PIEZA 7

N.º DE DIBUJO
8

ESCALA: 1:5
 HOJA 1 DE 1

MATERIAL:
AISI 1008

A

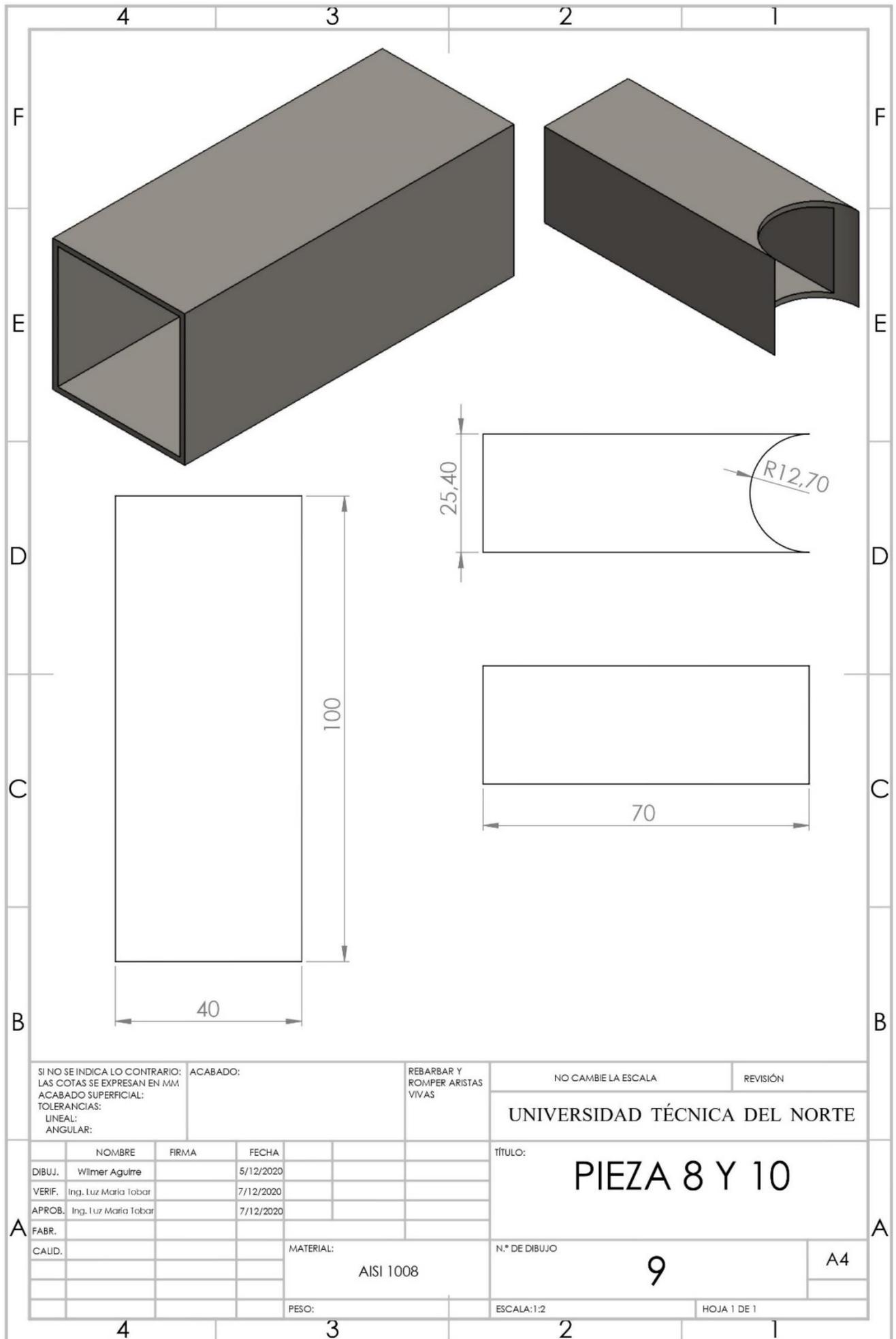
A

4

3

2

1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:

REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wlmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			

TÍTULO:

PIEZA 8 Y 10

CAUID.			

MATERIAL:
 AISI 1008

N.º DE DIBUJO

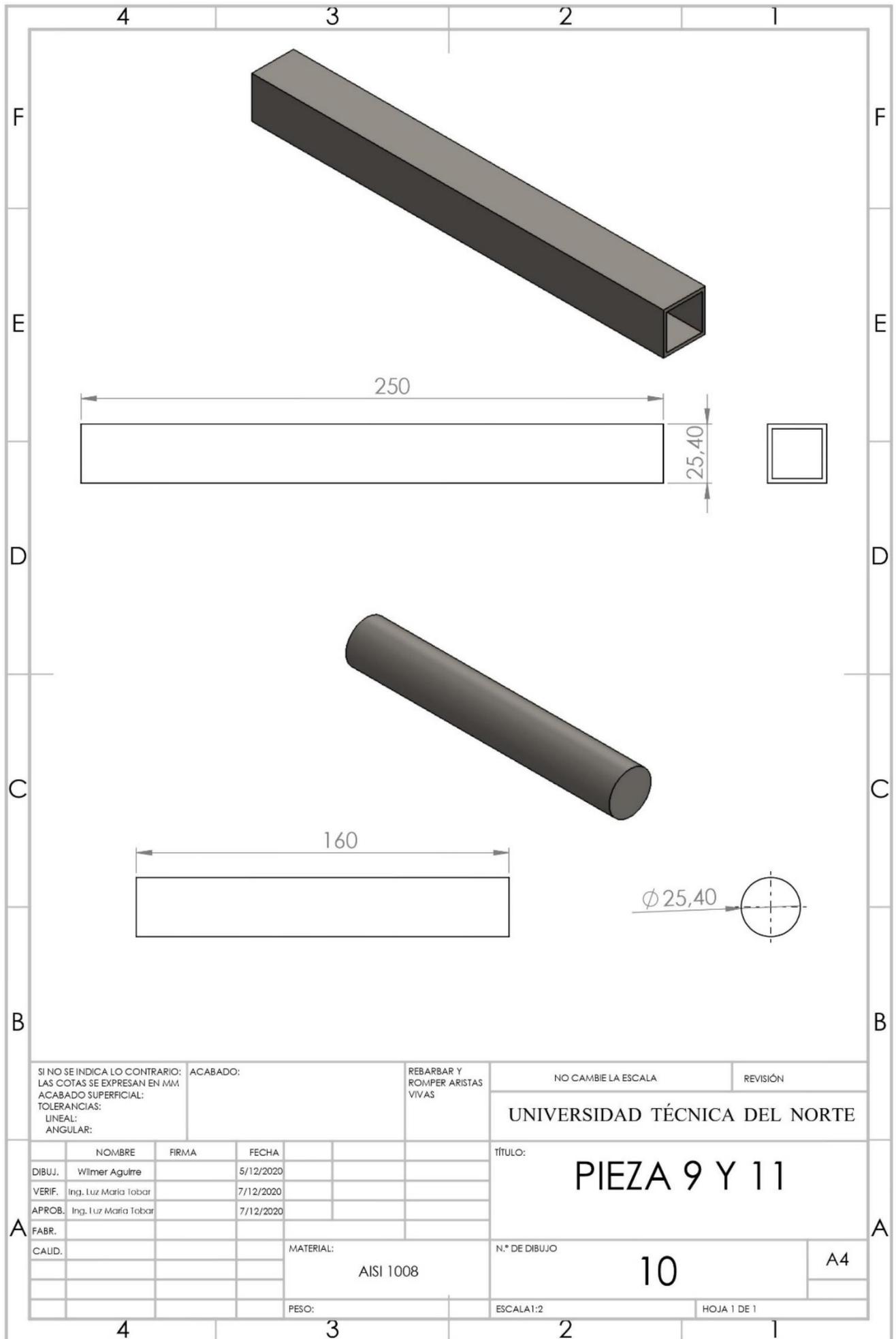
9

A4

PESO:

ESCALA:1:2

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:
 REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN
 UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wilmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

TÍTULO:
PIEZA 9 Y 11

N.º DE DIBUJO
10

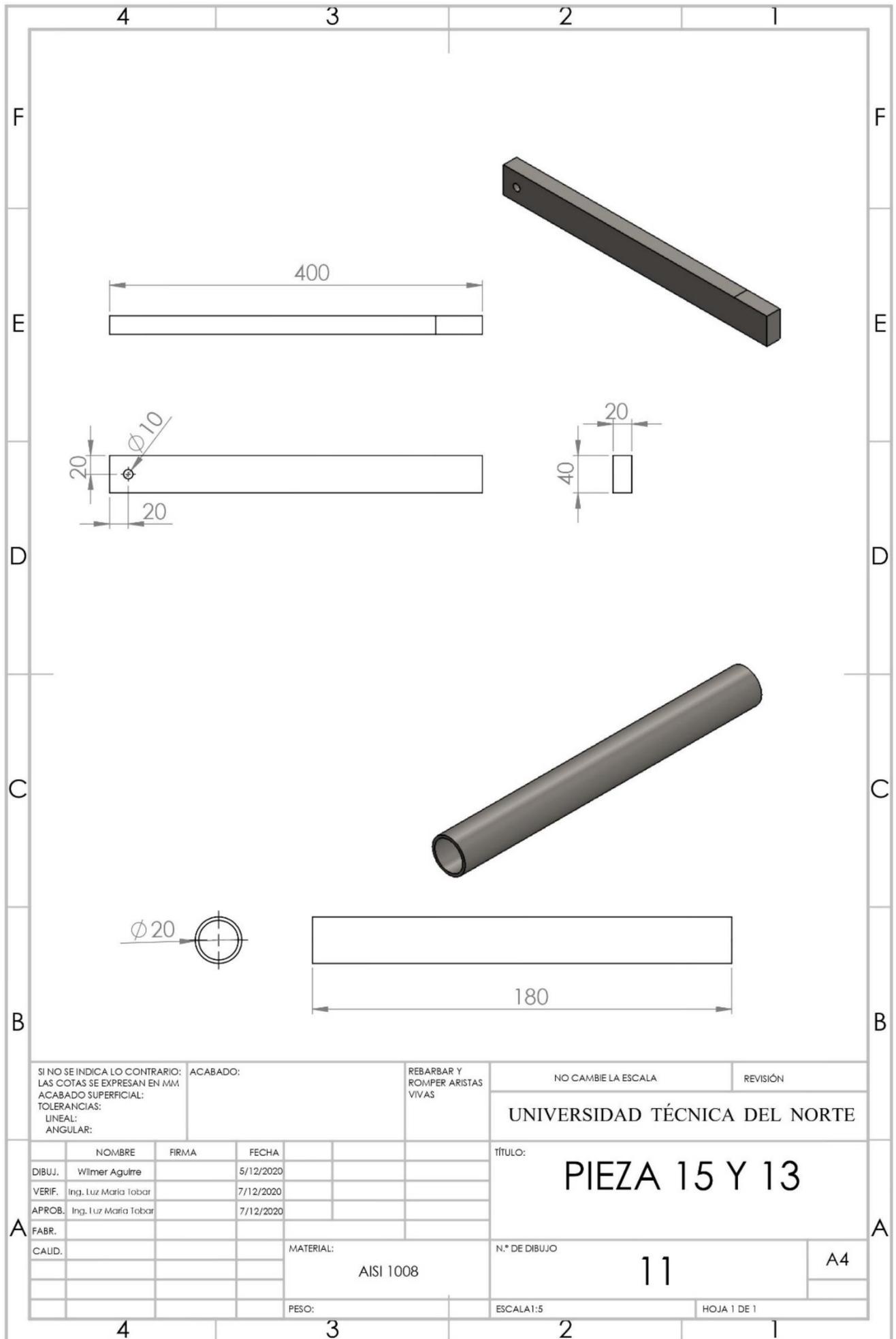
ESCALA 1:2

HOJA 1 DE 1

A4

MATERIAL:
AISI 1008

PESO:



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:
 REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN
 UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wlmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			
CAUID.			

TÍTULO:
PIEZA 15 Y 13

N.º DE DIBUJO
11

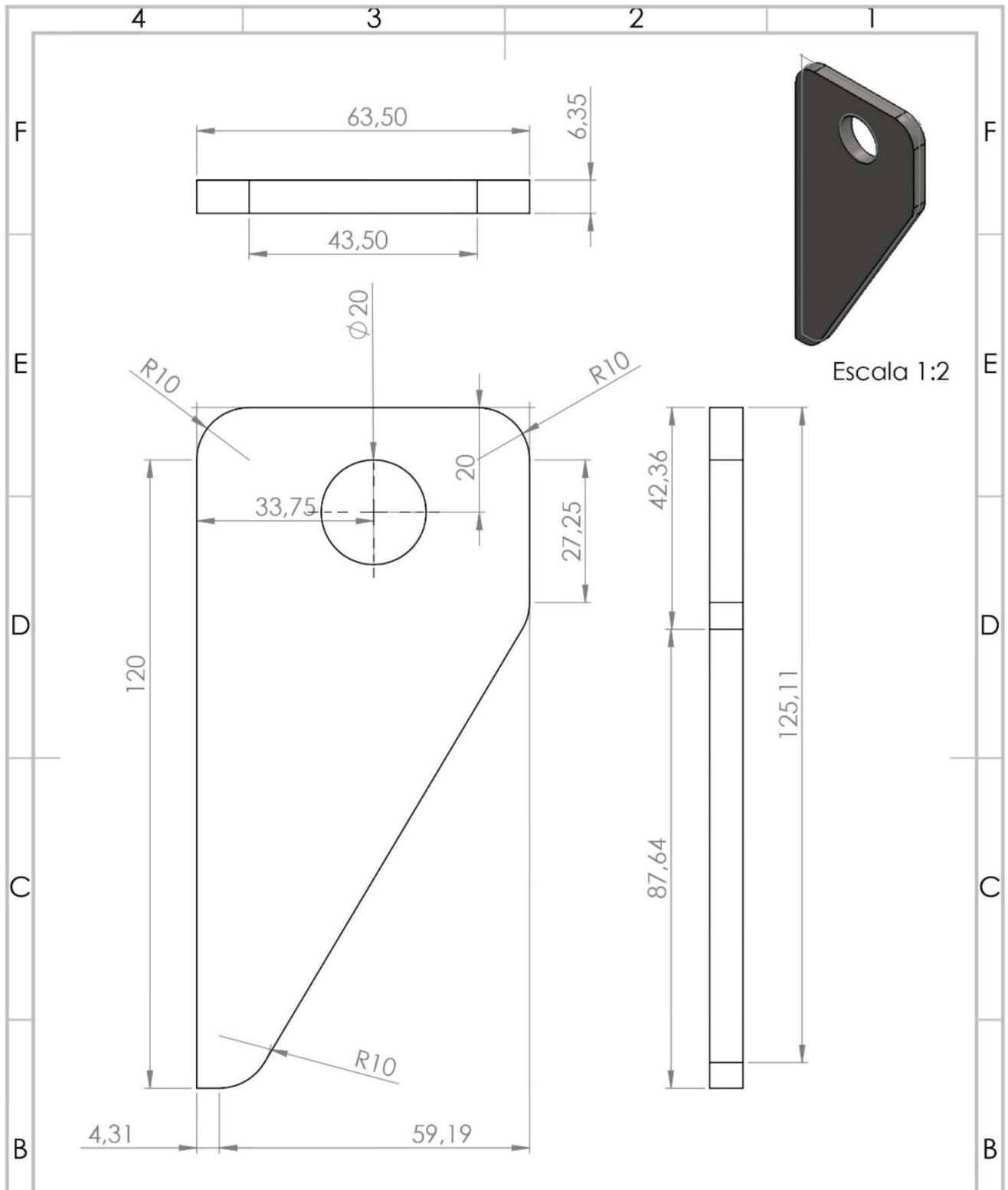
A4

ESCALA 1:5

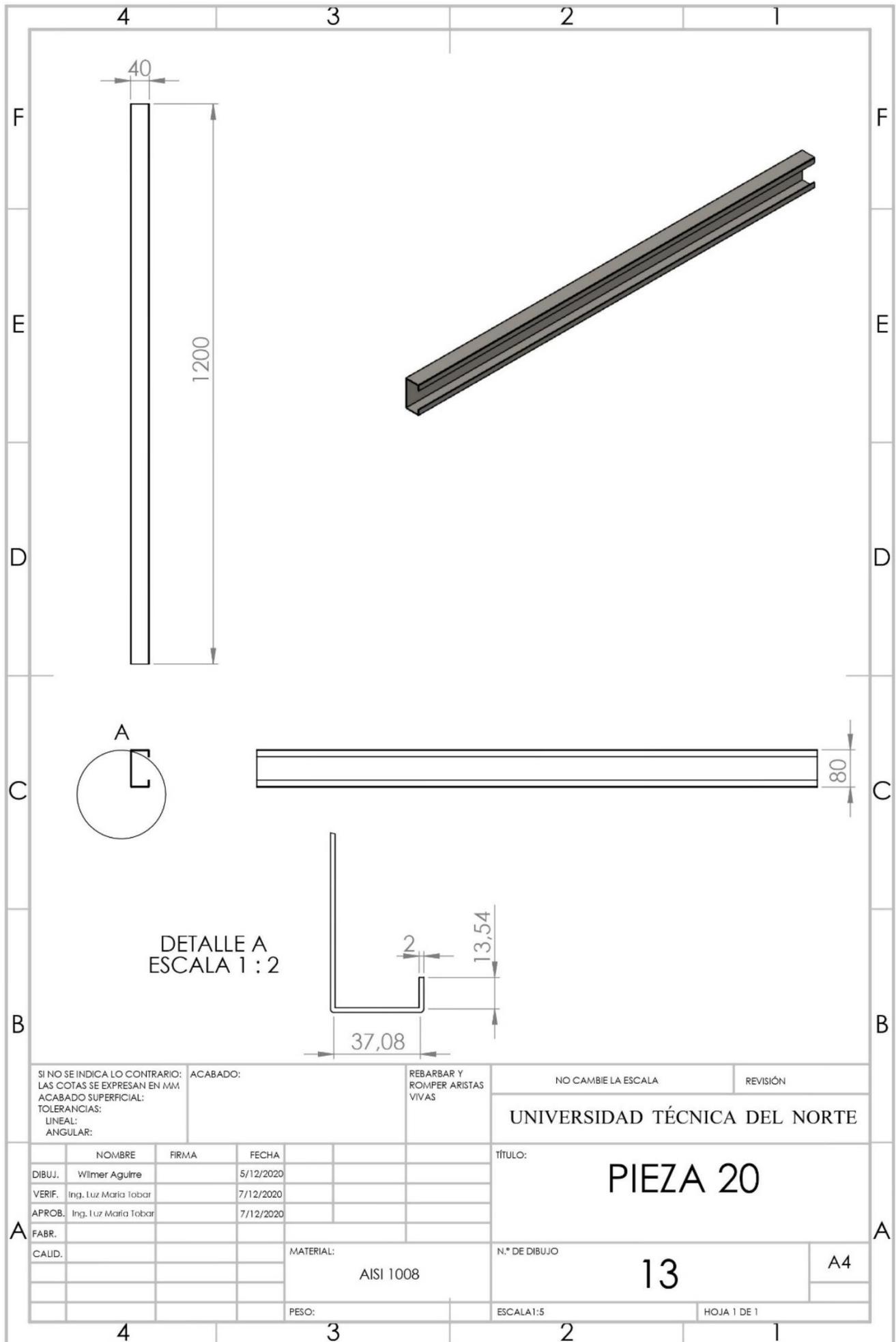
HOJA 1 DE 1

MATERIAL:
AISI 1008

PESO:



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
				UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	
NOMBRE		FIRMA	FECHA	TÍTULO:	
DIBUJ.	Wlmer Aguirre		5/12/2020	<h1>PIEZA 14</h1>	
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020		
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020		
FABR.				N.º DE DIBUJO	
CAUD.			MATERIAL:	<h1>12</h1>	
			AISI 1008		
PESO:			ESCALA 1:5	HOJA 1 DE 1	



DETALLE A
ESCALA 1 : 2

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
ACABADO SUPERFICIAL:
TOLERANCIAS:
LINEAL:
ANGULAR:

ACABADO:

REBARBAR Y
ROMPER ARISTAS
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Wlmer Aguirre		5/12/2020
VERIF.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
APROB.	Ing. Luz Maria Tobar		7/12/2020
FABR.			

TÍTULO:
PIEZA 20

CAUID. MATERIAL:
AISI 1008

N.º DE DIBUJO
13
A4

PESO:

ESCALA 1:5

HOJA 1 DE 1

B. MPU 6050 [19]

6.1 Gyroscope Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
GYROSCOPE SENSITIVITY						
Full-Scale Range	FS_SEL=0 FS_SEL=1 FS_SEL=2 FS_SEL=3		±250 ±500 ±1000 ±2000		°/s °/s °/s °/s	
Gyroscope ADC Word Length			16		bits	
Sensitivity Scale Factor	FS_SEL=0 FS_SEL=1 FS_SEL=2 FS_SEL=3		131 65.5 32.8 16.4		LSB/(°/s) LSB/(°/s) LSB/(°/s) LSB/(°/s)	
Sensitivity Scale Factor Tolerance	25°C	-3		+3	%	
Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature			±2		%	
Nonlinearity	Best fit straight line; 25°C		0.2		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)						
Initial ZRO Tolerance	25°C		±20		°/s	
ZRO Variation Over Temperature	-40°C to +85°C		±20		°/s	
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s	
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s	
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g	
SELF-TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1
GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE	FS_SEL=0					
Total RMS Noise	DLPFCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms	
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		°/s-rms	
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz	
GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES						
X-Axis		30	33	36	kHz	
Y-Axis		27	30	33	kHz	
Z-Axis		24	27	30	kHz	
LOW PASS FILTER RESPONSE	Programmable Range	5		256	Hz	
OUTPUT DATA RATE	Programmable	4		8,000	Hz	
GYROSCOPE START-UP TIME	DLPFCFG=0 ZRO Settling (from power-on)		30		ms	

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

6.2 Accelerometer Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

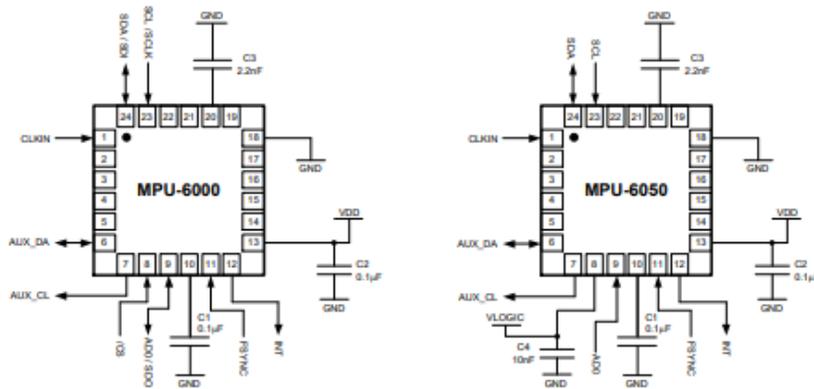
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
ACCELEROMETER SENSITIVITY						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		±2 ±4 ±8 ±16		g g g g	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0 AFS_SEL=1 AFS_SEL=2 AFS_SEL=3		16,384 8,192 4,096 2,048		LSB/g LSB/g LSB/g LSB/g	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
ZERO-G OUTPUT						
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes Z axis		±50 ±80		mg mg	1
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70°C Z axis, 0°C to +70°C		±35 ±60		mg	
SELF TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2
NOISE PERFORMANCE						
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & ODR=1kHz		400		μg ² /√Hz	
LOW PASS FILTER RESPONSE	Programmable Range	5		260	Hz	
OUTPUT DATA RATE	Programmable Range	4		1,000	Hz	
INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT			32		mg/LSB	

1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning
2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

6.3 Electrical and Other Common Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±15% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	Units	Notes
TEMPERATURE SENSOR						
Range			-40 to +85		°C	
Sensitivity	Untrimmed		340		LSB/°C	
Temperature Offset	35°C		-521		LSB	
Linearity	Best fit straight line (-40°C to +85°C)		±1		°C	
VDD POWER SUPPLY						
Operating Voltages		2.375		3.46	V	
Normal Operating Current	Gyroscope + Accelerometer + DMP		3.9		mA	
	Gyroscope + Accelerometer (DMP disabled)		3.8		mA	
	Gyroscope + DMP (Accelerometer disabled)		3.7		mA	
	Gyroscope only (DMP & Accelerometer disabled)		3.6		mA	
	Accelerometer only (DMP & Gyroscope disabled)		500		µA	
Accelerometer Low Power Mode Current	1.25 Hz update rate		10		µA	
	5 Hz update rate		20		µA	
	20 Hz update rate		70		µA	
	40 Hz update rate		140		µA	
Full-Chip Idle Mode Supply Current			5		µA	
Power Supply Ramp Rate	Monotonic ramp. Ramp rate is 10% to 90% of the final value			100	ms	
VLOGIC REFERENCE VOLTAGE						
Voltage Range	MPU-6050 only VLOGIC must be ≤VDD at all times	1.71		VDD	V	
Power Supply Ramp Rate	Monotonic ramp. Ramp rate is 10% to 90% of the final value			3	ms	
Normal Operating Current			100		µA	
TEMPERATURE RANGE						
Specified Temperature Range	Performance parameters are not applicable beyond Specified Temperature Range	-40		+85	°C	



Typical Operating Circuits

7.3 Bill of Materials for External Components

Component	Label	Specification	Quantity
Regulator Filter Capacitor (Pin 10)	C1	Ceramic, X7R, 0.1µF ±10%, 2V	1
VDD Bypass Capacitor (Pin 13)	C2	Ceramic, X7R, 0.1µF ±10%, 4V	1
Charge Pump Capacitor (Pin 20)	C3	Ceramic, X7R, 2.2nF ±10%, 50V	1
VLOGIC Bypass Capacitor (Pin 8)	C4*	Ceramic, X7R, 10nF ±10%, 4V	1

* MPU-6050 Only.