



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

CAMPUS D'ALCOI

# **Diseño de un Equipo de Simulación Biomecánica para Validación de Movilidad Cinemática de Montajes Personalizados de Prótesis de Hombro.**

---

**MEMORIA PRESENTADA POR:**

***Raúl Orejuela Carricondo***

GRADO DE INGENIERÍA MECÁNICA

**Convocatoria de defensa: Septiembre 2018**

## RESUMEN:

Tras la aparición de las tecnologías de fabricación aditivas y su implementación en el sector médico, surgió la necesidad de cuantificar el Rango de Movilidad (ROM) de las prótesis inversas de hombro personalizadas antes de implantarlas en los pacientes, permitiendo seleccionar y/o diseñar prótesis a medida. Ante la falta de instrumentos específicos para este fin se decide diseñar un simulador de la articulación glenohumeral. Este trabajo repasa el diseño de dicho simulador, las principales problemáticas y las soluciones adoptadas. El simulador está formado por cuatro grandes conjuntos: Estructura Externa, Guía Circular, Sistemas de Posicionamiento y Sistemas de Medición. Mediante este simulador se pretende dar solución a este vacío de instrumentos enfocados en la cuantificación de ROM, no solo para prótesis de hombro sino también extrapolable a otras partes de la anatomía humana. Se pretende implantar este simulador en la unidad traumatológica del Hospital Universitario de San Juan de Alicante con el fin de mejorar la calidad de vida de los pacientes y la vida útil de los implantes.

## PALABRAS CLAVE:

“Simulador” ; “Rango de Movilidad” ; “Prótesis de hombro”

## SUMMARY:

After the emergence of additive manufacturing technologies and their implementation in the medical sector, it became necessary to quantify the range of mobility (ROM) in the custom reverse shoulder prosthesis before implanting them in patients, this will allow selecting and designing customized prostheses. In the absence of specific instruments for this purpose is decided to design a simulator of the glenohumeral joint. This paper reviews the design of this simulator, the main problems and the solutions adopted. The simulator is composed by four groups: External Structure, Circular Guide, Positioning Systems and Measurement Systems. We want to solve the lack of instruments focused on the quantification of ROM, not only for shoulder prostheses but also other parts of the human anatomy. We want to use this simulator in the traumatology unit of the Hospital Universitario de San Juan de Alicante in order to improve the quality of life of patients and the useful life of the implants.

## KEY WORDS:

“Simulator” ; “Range of Motion” ; “Shoulder Prosthesis”

## ÍNDICE

1	Objeto .....	1
2	Motivación .....	1
3	Justificación .....	2
4	Normativa.....	3
5	Estudio de mercado .....	4
5.1	Oferta y patentes .....	4
5.2	Demanda .....	4
5.3	Nichos de mercado.....	4
6	Estado del arte .....	5
7	Propuesta de prestaciones y tamaños funcionales.....	7
8	Proceso de diseño .....	9
8.1	Diseño Conceptual .....	9
8.2	Selección de material .....	11
8.3	Primeros Prototipos .....	16
8.4	Solución adoptada.....	18
9	Diseño de Detalle: Prototipo final.....	19
9.1	Estructura Externa.....	19
9.2	Guía Circular Y Corredera .....	20
9.3	Estructura de Posicionamiento en el Plano Alzado.....	21
9.4	Sistemas de Medición y Posicionamiento.....	23
9.5	Sistemas de acoplamiento .....	24
10	Lista de Materiales .....	26
11	Elección de Proveedores .....	27
11.1	Igus .....	27
11.2	MK technology group.....	28

---

12	Cálculos .....	29
12.1	Cálculo a Flexión Sistema Posicionamiento .....	29
12.2	Cálculo Estático del Conjunto Bastidor .....	32
13	Planos .....	34
14	Presupuesto .....	35
15	Estudio de Viabilidad .....	36
15.1	Estudio Punto de Equilibrio .....	36
15.2	VAN y TIR del Proyecto .....	38
15.3	Estudio de Ventas Críticas .....	39
16	Instrucciones de Uso .....	40
17	Conclusiones .....	41
18	Visión de Futuro .....	42
19	Bibliografía .....	43

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

<i>Ilustración 6-1 Multi estación de Simon L Smith, Lisa Li y Thomas J Joyce</i> .....	5
<i>Ilustración 6-2 Simulador de la articulación Glenohumeral por parte de Chelsea Lynn Kowal</i> .....	6
<i>Ilustración 7-1 Anatomía de la articulación glenohumeral</i> .....	7
<i>Ilustración 7-2 Principales movimientos de la articulación del hombro y rangos funcionales</i> .....	8
<i>Ilustración 8-1 Primeros diseños conceptuales</i> .....	9
<i>Ilustración 8-2 Bocetos conceptuales</i> .....	10
<i>Ilustración 8-3 Aluminio 6061 en forma de redondo</i> .....	12
<i>Ilustración 8-4 Primer paso selección de material CES EduPack</i> .....	13
<i>Ilustración 8-5 Segundo paso selección de material CES EduPack</i> .....	13
<i>Ilustración 8-6 Tercer paso selección de material CES EduPack</i> .....	14
<i>Ilustración 8-7 Cuarto paso selección de material CES EduPack</i> .....	14
<i>Ilustración 8-8 Quinto paso selección de material CES EduPack</i> .....	15
<i>Ilustración 8-9 Tabla propiedades y características aluminio 6061. Central de Bronces y Metales</i> .....	15
<i>Ilustración 8-10 Impresora 3D con movimiento en los 3 ejes y gran precisión</i> .....	16
<i>Ilustración 8-11 Prototipo funcional realizado con SolidWorks</i> .....	17
<i>Ilustración 8-12 Solución adoptada</i> .....	18
<i>Ilustración 9-1 Vista trasera de la estructura de soporte</i> .....	19
<i>Ilustración 9-2 Vista principal del subconjunto Guía Circular + Corredera</i> .....	21
<i>Ilustración 9-3 Vista principal de la Estructura de Posicionamiento en el Plano Alzado</i> .....	22
<i>Ilustración 9-4 Sistema de Medición</i> .....	23
<i>Ilustración 9-5 Húmero con el eje de fijación</i> .....	24
<i>Ilustración 9-6 Acoplamiento del húmero</i> .....	24
<i>Ilustración 9-7 Escápula con eje de fijación</i> .....	25
<i>Ilustración 11-1 Imágenes cedidas por IGUS S.L.U.</i> .....	27
<i>Ilustración 11-2 Imágenes cedidas por MK Technology Group</i> .....	28
<i>Ilustración 12-1 distribución de cargas y fijaciones. Estudio estático</i> .....	29
<i>Ilustración 12-2 Estado tensorial y de deformaciones del conjunto</i> .....	30
<i>Ilustración 12-3 Tabla estudio estático 1</i> .....	30
<i>Ilustración 12-4 Grafico carga vs tensión</i> .....	31
<i>Ilustración 12-5 Grafico carga vs deformación</i> .....	31
<i>Ilustración 12-6 Estudio estático del marco exterior</i> .....	32
<i>Ilustración 12-7 Tabla estudio estático 2</i> .....	33
<i>Ilustración 12-8 Gráficas deformación y tensiones frente a la carga aplicada</i> .....	33
<i>Ilustración 18-1 Realidad aumentada y servomotores, el próximo paso</i> .....	42

# 1 OBJETO

Mediante la realización de este Trabajo Final de Grado se pretende diseñar un equipo que permita simular la biomecánica de la articulación glenohumeral, con el fin de validar la movilidad cinemática de los montajes personalizados de prótesis inversas de hombro. Esta validación se pretende realizar en las fases previas a la operación, con el fin de dotar a los equipos médicos de un mayor conocimiento del estado cinemático de la articulación del paciente y cómo quedaría dicha articulación después de implantar la prótesis. Esta información permitirá realizar una elección pareto-óptima de los elementos que conforman la prótesis inversa de hombro.

Este TFG se centrará en la articulación del hombro, sin embargo, los estudios realizados, cálculos y diseños, pueden ser fácilmente aprovechados para el diseño de simuladores de otras partes de la anatomía humana.

# 2 MOTIVACIÓN

El Hospital Universitario San Juan de Alicante, se puso en contacto con el Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales, con la propuesta de mejorar el proceso de intervención en las operaciones de hombro, de este contacto se desprendieron diversas vías de trabajo, algunas de ellas materializándose en Trabajo Final de Grado, como es este caso. Uno de los principales alicientes para la consecución de este trabajo, es la oportunidad de ayudar a los diversos equipos médicos en su valiosa labor. Con este prototipo se pretende mejorar la calidad de vida de los pacientes operados con prótesis inversa de hombro y aportar conocimiento que pueda ser aprovechado por otros estudiantes o médicos, con el fin de continuar estudiando en este campo.

Además, la principal motivación es terminar los estudios de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica de Valencia, Campus de Alcoy.

### 3 JUSTIFICACIÓN

La artroplastia inversa de hombro (RSA) fue diseñada para el tratamiento de pacientes de avanzada edad, con desgarramiento del manguito rotador (CTA). En la actualidad debido a los buenos resultados en movilidad, funcionalidad y control del dolor, los pacientes manifiestan una gran satisfacción una vez implantada la prótesis.

Los estudios postoperatorios han permitido valorar y hacer evolucionar los diseños iniciales, rígidos y sin posibilidad de variación, de las primeras prótesis. Actualmente los diseños modulares permiten una importante flexibilidad y gran capacidad de adaptación frente a la patología, características morfológicas y biomecánicas de los pacientes, proporcionando una mayor vida útil al implante y una mejor calidad de vida a los pacientes intervenidos.

Sin embargo, su amplio uso no está exento de complicaciones, ya que en los primeros años se han documentado tasas de fallo del 50% siendo en la actualidad alrededor del 17%. El éxito del implante viene condicionado por la realización de una buena planificación preoperatoria, donde el análisis de imagen rayos X, TAC, 3D-TAC, QTAC son necesarias y proporcionan una información clave en dimensiones y formas de las articulaciones.

La implantación de tecnologías aditivas de fabricación, permite en la actualidad, el desarrollo de prótesis personalizadas que requieren de validación del Rango de Movilidad (ROM) cinemática específica. Para cuantificar el ROM en los tres principales movimientos de la articulación: abducción, flexión y rotación; se precisa de un equipo que permita ser configurable para evaluar el ROM sobre los miembros impresos en 3D (biomodelos) personales, donde se les ha montado la prótesis personalizada.

Dada la importancia de poder cuantificar el ROM y la ausencia en el mercado de simuladores o software que permitan hacer una validación, se propuso llevar a cabo el diseño de un simulador de la articulación glenohumeral mediante la realización de este Trabajo Final de Grado.

## 4 NORMATIVA

La realización de este TFG no se puede concebir sin la normativa que se expone a continuación:

- Directiva 2006/42/CE relativa a las máquinas.
- Guía de aplicación de la Directiva 2006/42 de máquinas.
- Real Decreto 1644/2008, de 10 de octubre, por el que se establecen las normas para la comercialización y puesta en servicio de las máquinas.
- Real Decreto 330/2009, del Ministerio de la Presidencia, de 13 de marzo, por el que se modifica el Real Decreto 1311/2005, de 4 de noviembre, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores frente a los riesgos derivados o que puedan derivarse de la exposición a vibraciones mecánicas. (Boletín Oficial del Estado núm. 73 de 26 de marzo de 2009).
- UNE-EN ISO 12100:2012 : Seguridad de las máquinas. Principios generales para el diseño. Evaluación del riesgo y reducción del riesgo. (ISO 12100:2010).
- UNE-EN ISO 13849-1:2008/AC:2009 : Seguridad de las máquinas. Partes de los sistemas de mando relativas a la seguridad. Parte 1: Principios generales para el diseño. (ISO 13849-1:2006/Cor 1:2009).
- UNE-EN ISO 13855:2011 : Seguridad de las máquinas. Posicionamiento de los protectores con respecto a la velocidad de aproximación de partes del cuerpo humano. (ISO 13855:2010).
- UNE-EN ISO 13857:2008 : Seguridad de las máquinas. Distancias de seguridad para impedir que se alcancen zonas peligrosas con los miembros superiores e inferiores (ISO 13857:2008).
- UNE-EN ISO 14738:2010 :Seguridad de las máquinas. Requisitos antropométricos para el diseño de puestos de trabajo asociados a máquinas. (ISO 14738:2002 incluyendo Cor 1:2003 y Cor 2:2005).
- UNE-EN 349:1994+A1:2008 : Seguridad de las máquinas. Distancias mínimas para evitar el aplastamiento de partes del cuerpo humano.

Asimismo, se aplicará toda normativa, que pueda ser relacionada directa o indirectamente con el propósito de este Trabajo Final de Grado, posterior a su publicación.

## 5 ESTUDIO DE MERCADO

A pesar de que el objetivo de este proyecto es meramente académico, es interesante plantear una orientación de este producto en el mercado.

### 5.1 OFERTA Y PATENTES

Actualmente no existe en el mercado ningún instrumento o máquina capaz de medir y/o analizar el Rango de Movilidad de una prótesis implantada en el paciente, es por ello un nicho de mercado sin explotar, donde puede tener cabida este prototipo si llegara a materializarse como un producto comercial.

No se tiene constancia de patentes que afecten a este proyecto, es más, durante la realización de este TFG ha surgido la idea de patentar esta máquina una vez finalizado el proyecto y verificado la funcionalidad del simulador mediante la construcción del mismo.

### 5.2 DEMANDA

Actualmente, la demanda prevista es la realización de un único simulador para la unidad de cirugía del Hospital Universitario San Juan de Alicante. Sin embargo, no se descarta la comercialización internacional a los principales centros de investigación médica y hospitales.

Inicialmente se trata de desarrollar un prototipo de simulador experimental, pero dada la evolución de las tecnologías aditivas de fabricación, que están impulsando la personalización de las prótesis de hombro, es previsible la necesidad de implantar equipos de validación en los servicios de traumatología a nivel mundial.

### 5.3 NICHOS DE MERCADO

Esta máquina queda orientada al sector clínico a nivel mundial. Los principales compradores pueden ser centros de investigación médica y hospitales, que quieran invertir en investigación y mejorar sus procedimientos de intervención.

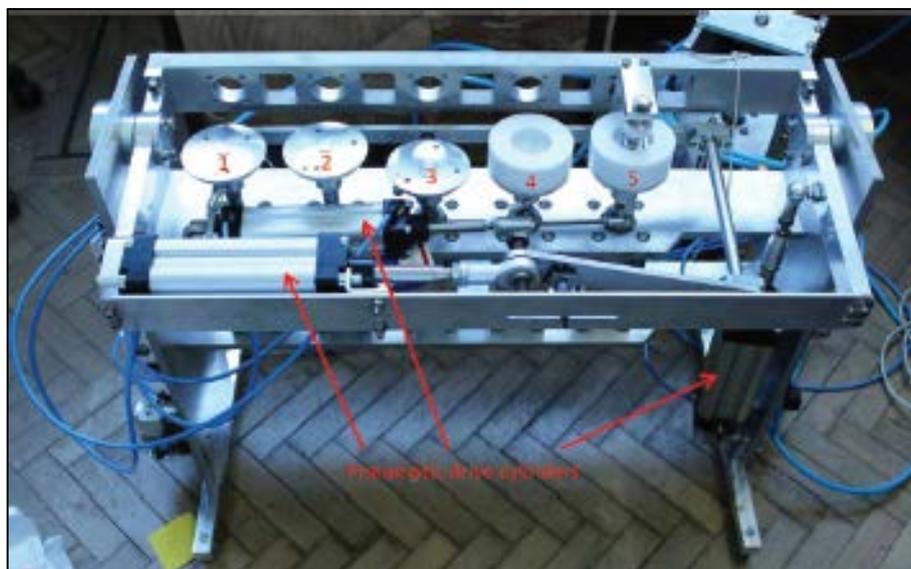
Actualmente en España existen 788 hospitales, según datos del *Catálogo Nacional de Hospitales 2017 del Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad* (Ministerio de Sanidad, 2017), por lo tanto, se cuenta con un amplio mercado a nivel nacional, sin tener en cuenta el resto de mercado internacional.

## 6 ESTADO DEL ARTE

Son numerosos los estudios realizados alrededor de la articulación glenohumeral, algunos investigadores destacables son Simon L. Smith, Lisa Li y Thomas J. Joyce los cuales han diseñado una multi-estación donde testar diferentes combinaciones de prótesis inversas de hombro en los tres planos de movimiento (Smith, et al., 2016). Este simulador se centra solamente en los componentes de la prótesis, excluyendo la morfología del paciente.

Sus investigaciones han permitido cuantificar el Rango de Movilidad en unas condiciones ideales, donde la prótesis puede comportarse de forma tal y como fue diseñada, sin tener en cuenta todos los factores que implica que dicha prótesis esté anclada a un tejido vivo, como un hueso, y además se encuentre ubicada dentro del cuerpo.

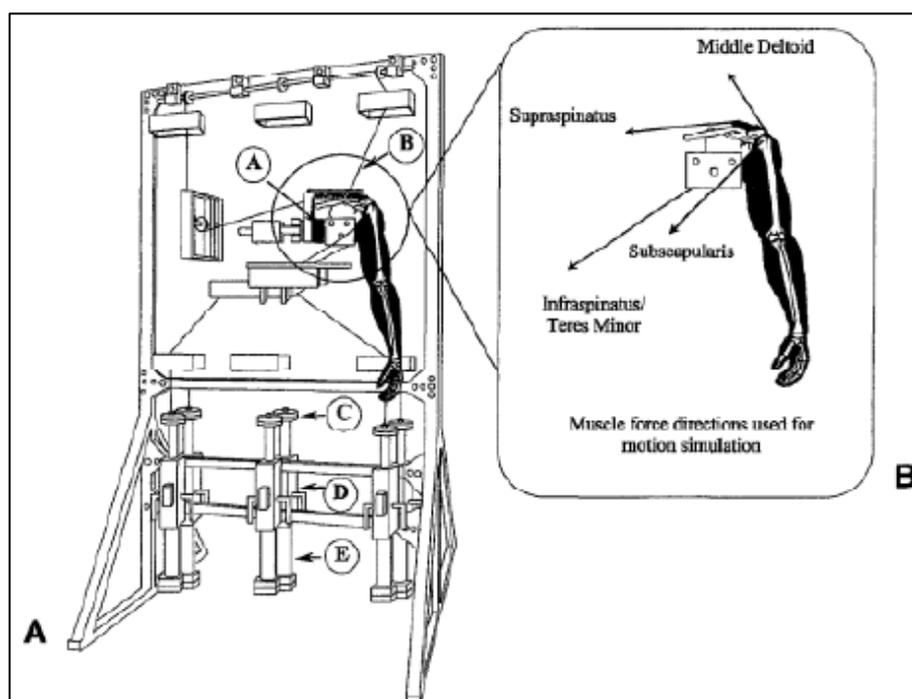
Mediante este trabajo se intentará obtener unas lecturas de Rango de Movilidad más precisas, ya que se tendrá en cuenta la anatomía de los pacientes (biomodelos).



*Ilustración 6-1 Multi estación de Simon L Smith, Lisa Li y Thomas J Joyce.*

Otro estudio más cercano a la idea de este Trabajo Final de Grado ha sido Chelsea Lynn Kowal con sus bocetos de un simulador de la articulación glenohumeral, con un complejo equipo con poleas y distintos sistemas de medición de esfuerzos (Kowal, 2012). El dispositivo en cuestión solo puede realizar el movimiento en un único plano.

Por desgracia el estudio y sus diseños no llegaron a materializarse en un instrumento funcional, sin embargo, su trabajo ha supuesto un excelente punto de partida.



*Ilustración 6-2 Simulador de la articulación Glenohumeral por parte de Chelsea Lynn Kowal.*

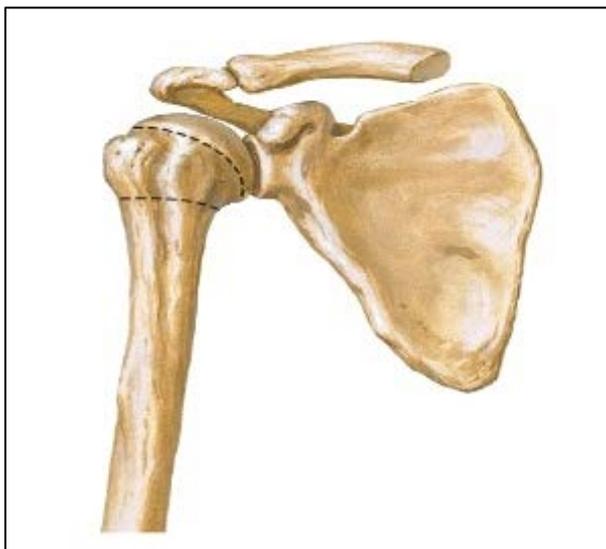
También existen numerosos estudios sobre los esfuerzos a los que se ve sometida la articulación glenohumeral o la fuerza que realizan los músculos implicados en el movimiento (Favre, et al., 2005). Toda esta información es el punto de partida para este trabajo.

Puesto que el simulador que se pretende diseñar no deja de ser un Trabajo Final de Grado, no se tienen los medios ni tiempo necesario para profundizar tanto como se desearía, sin embargo se pretende diseñar uno que cumpla con su función en el tiempo y con los medios disponibles.

## 7 PROPUESTA DE PRESTACIONES Y TAMAÑOS FUNCIONALES

Para diseñar cualquier máquina se deben tener claras las prestaciones que se pretenden lograr, las necesidades que piensa solventar o incluso tamaños aproximados del dispositivo, carreras, velocidades necesitadas, etc. A continuación, se enumeran las prestaciones deseadas, así como el tamaño que se pretende conseguir una vez fabricado el simulador.

Se propone un único tamaño de máquina, ajustable a cualquier morfología de hombro, que abarque desde pacientes menores de veinte años hasta pacientes de avanzada edad tanto varones como mujeres, con el fin de estandarizar el producto. La longitud media del húmero en la especie humana es de 36,50 cm (Classora knowledge base, s.f.), no obstante, en el simulador se montarán biomodelos recortados con una longitud de húmero no superior a los 20 cm.



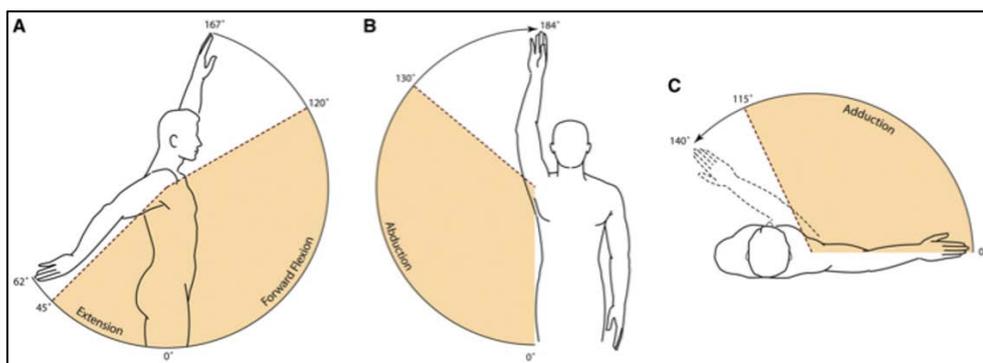
*Ilustración 7-1 Anatomía de la articulación glenohumeral*

La máquina debe ser de unas dimensiones externas comedidas, para que pueda ser ubicada en un entorno de laboratorio médico, por lo tanto, se presentará en unas dimensiones no mayores a 2 metros de alto, 2 metros de largo y 1 metro de ancho. Todos los mandos funcionales estarán situados de forma que un operario en posición de pie alcance todos ellos de forma segura y ergonómica.

En el simulador debe acoger un húmero de tamaño adulto junto con la escápula correspondiente, además se debe contar con los mecanismos de posicionamiento requeridos, así como mecanismos para el movimiento preciso de los huesos y útiles de medida.

Para la realización de las mediciones del Rango de Movilidad de las prótesis, se pretende utilizar un sistema de reglas y/o goniómetros junto con un marcador, equipados en el simulador, que permitan un lectura visual por parte del operario. Este sistema junto con unos hilos perfectamente tensados y alineados con la vertical y horizontal del dispositivo, permitirán un posicionamiento correcto de los biomodelos.

Para el movimiento de los huesos se pretende utilizar un sistema de carril más corredera deslizable capaces de simular el movimiento de un hombro humano. La máquina debe permitir la simulación de los tres principales movimientos de la articulación: flexión-extensión (A), abducción (B) y aducción (C):



*Ilustración 7-2 Principales movimientos de la articulación del hombro y rangos funcionales.*

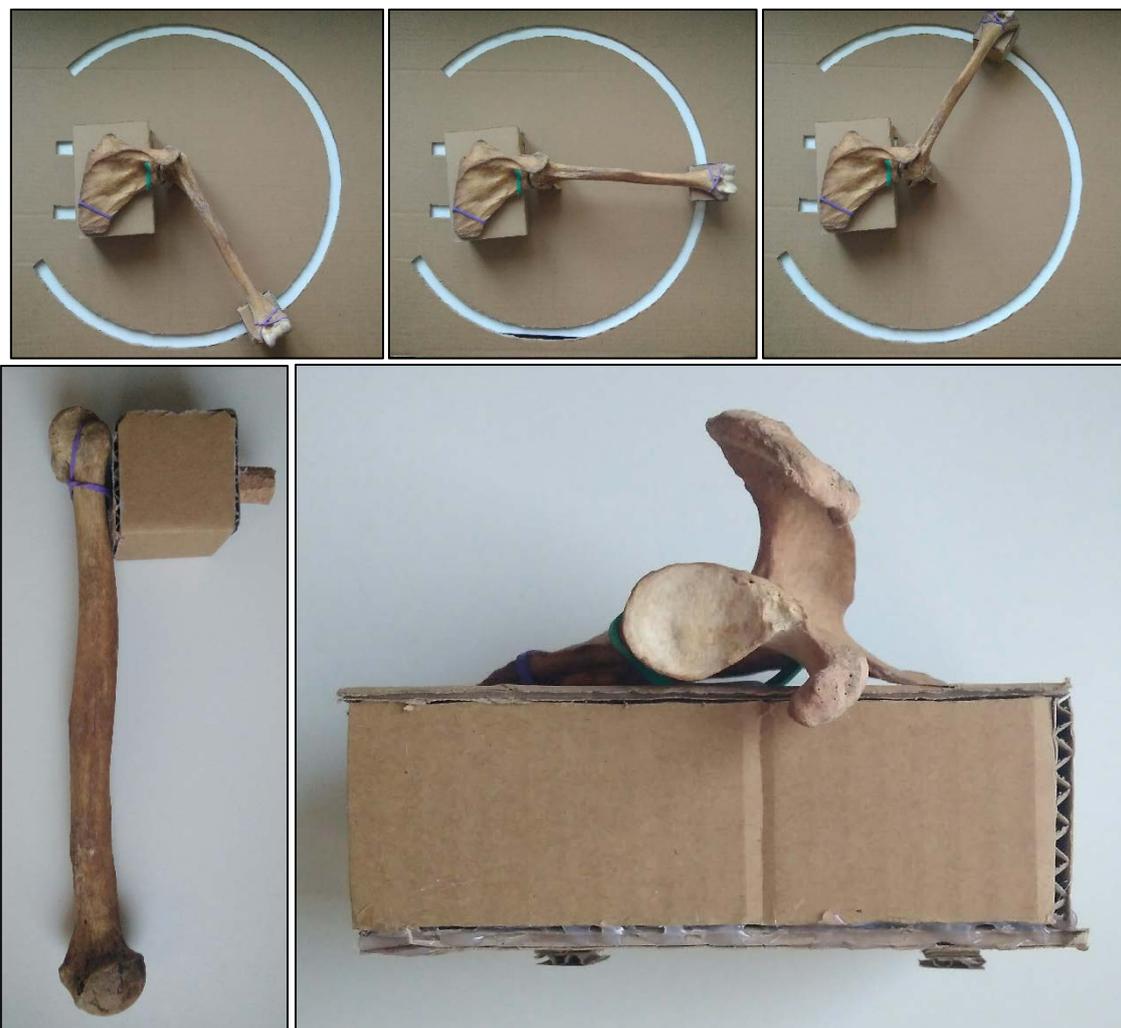
Mediante la correcta simulación de estos movimientos y la posterior elección de prótesis, se quiere asegurar que una persona intervenida, pueda llevar una vida normal, con completa funcionalidad de la articulación del hombro y con un grado de dolor mínimo.

## 8 PROCESO DE DISEÑO

En los siguientes apartados se pretende dar una visión global del proceso de diseño que ha permitido llegar a la solución adoptada.

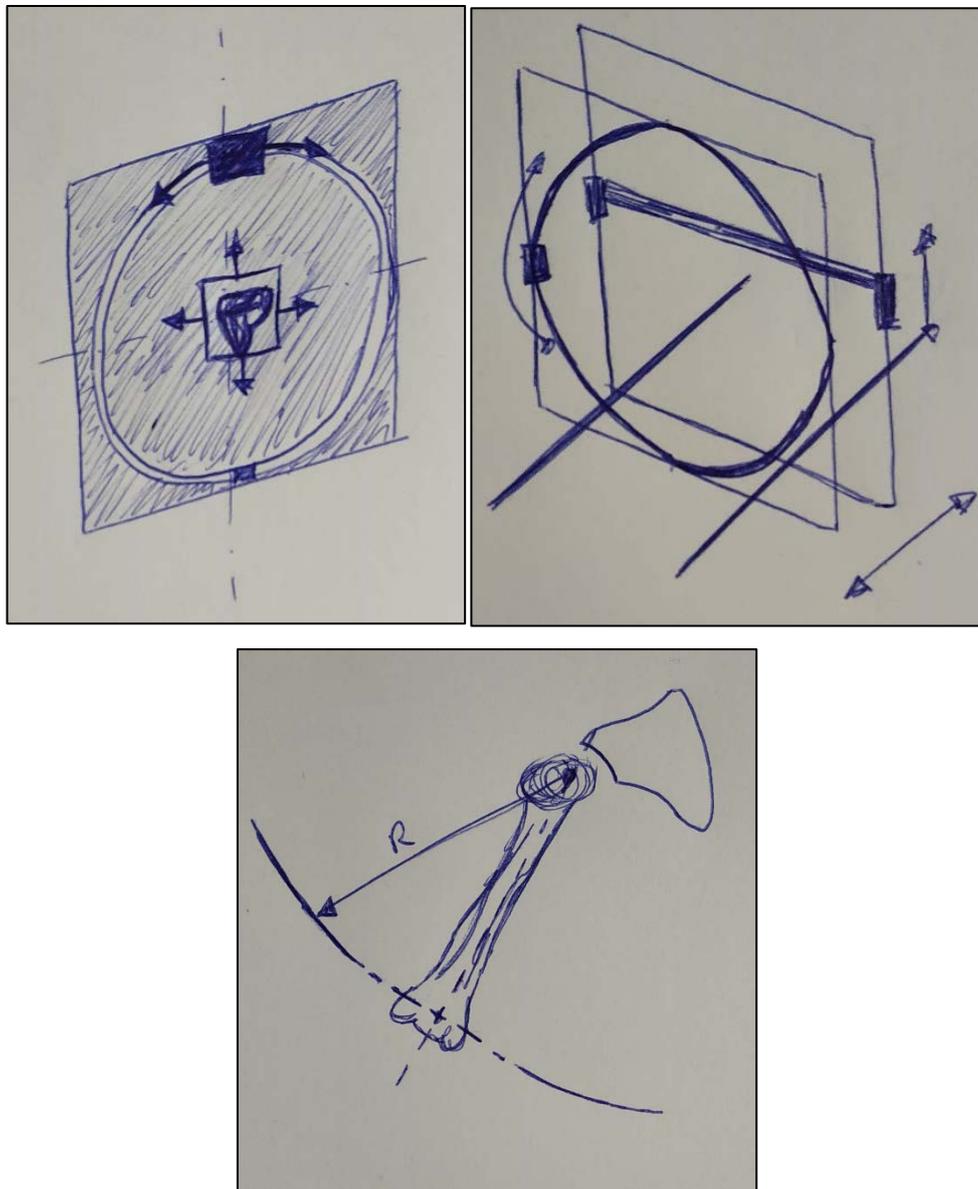
### 8.1 DISEÑO CONCEPTUAL

Cuando se planteó la realización de este TFG se pensó en diversos diseños que podrían ser válidos y se empezó a gestar un prototipo conceptual. Así mismo, se realizó un prototipo en cartón con el fin de tener claras las dimensiones de la máquina y tener una idea de cómo podría ser.



*Ilustración 8-1 Primeros diseños conceptuales*

Una vez se tuvieron claras las dimensiones se generaron bocetos de cómo debería ser el prototipo.



*Ilustración 8-2 Bocetos conceptuales*

Con estos bocetos en mente se planteó la cuestión de elegir un material que se pudiera adaptar a las necesidades del proyecto y que requería el simulador.

## 8.2 SELECCIÓN DE MATERIAL

Antes de empezar a diseñar cualquier máquina se debe pensar con que material se va a fabricar. Para ello se plantearon cuales debían ser los criterios que permitirían hacer esta elección.

La ligereza debe ser un criterio a tener en cuenta, este simulador se debe poder transportar y almacenar con facilidad, hay que tener en cuenta que no va a tener un uso continuo en el laboratorio y debe poder moverse.

Por otro lado, debe garantizar una rigidez estructural que permita obtener unas lecturas precisas de los movimientos, sin deformarse bajo carga.

Se exige un material fácil de manejar y mecanizar, y también que sea fácil de limpiar y mantener ya que este equipo se va a utilizar en entornos médicos.

Finalmente, puesto que se trata de un TFG y no se cuentan con fondos, se debe tener en cuenta el aspecto económico, debemos encontrar un material económico, que permita afrontar el gasto del prototipo y llevarlo a la realidad.

Resumiendo, estas son las características que debe tener el material escogido:

- El menor peso posible.
- La mayor rigidez posible.
- Fácil de mecanizar y mantener.
- Unidades que fabricar: 1
- El menor coste posible.

Una vez claros los requisitos del material, se hace uso del software educativo CES EduPack 2017, el cual permite comparar entre infinidad de materiales con los criterios previamente seleccionados.

Las características anteriores se relacionan con los siguientes parámetros de CES EduPack 2017:

- El menor coste posible —————> Precio (EUR/kg)

Basándose en el precio por kilogramo de material, se puede obtener una idea precisa del precio final de los materiales. Puesto que se desea el menor coste posible, este criterio se minimizará en su posible medida.

- El menor peso posible. —————> Densidad ( $\text{kg/m}^3$ )

Mediante la propiedad física de la densidad, se puede minimizar el peso del prototipo, escogiendo materiales con una densidad baja.

- La mayor rigidez posible. —————> Módulo de Young (GPa)

El módulo de elasticidad, también llamado módulo de Young, es un parámetro característico de cada material que indica la relación existente (en la zona de comportamiento elástico de dicho material) entre los incrementos de tensión aplicados en el ensayo de tracción y los incrementos de deformación longitudinal unitaria producidos. El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material: cuanto más rígido es un material mayor es su módulo de elasticidad.

- Fácil de mecanizar y mantener. —————> Familia de materiales: Metales

Los materiales metálicos proporcionan un mecanizado y mantenimiento fácil y facilitan la limpieza del prototipo, siendo fácilmente desinfectados o tratados con productos químicos.

Aplicados estos criterios al software obtenemos las siguientes tablas, donde se puede observar que el material Pareto-óptimo para la fabricación del equipo puede ser una **aleación de aluminio 6061 o similar**.



*Ilustración 8-3 Aleación de aluminio 6061 en forma de redondo*

A continuación, se observa el proceso llevado a cabo mediante CES EduPack 2017:

- Primer paso: selección solamente de los materiales de las familias Metales (ferrosos) y Metales (no ferrosos).

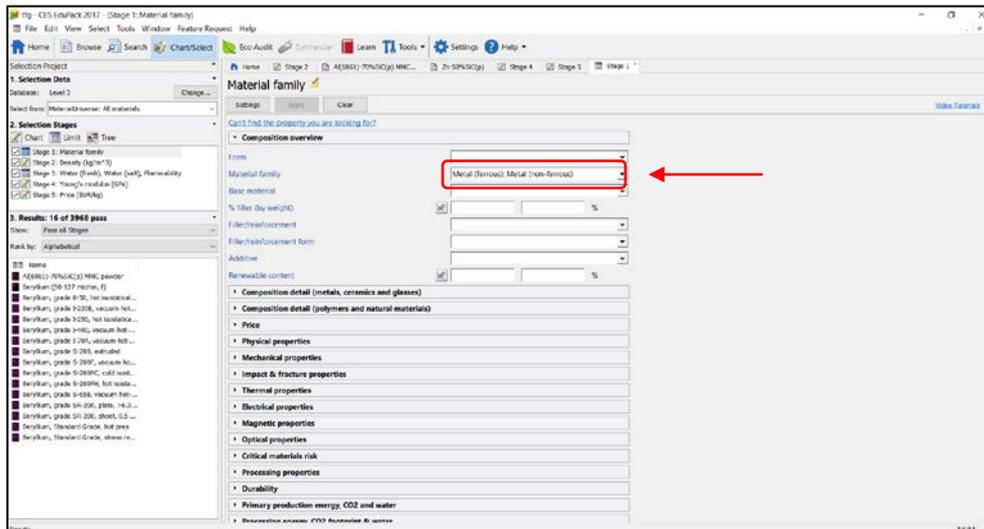


Ilustración 8-4 Primer paso selección de material CES EduPack

- Segundo paso: maximizar el Módulo de Young, con el fin de obtener una buena rigidez estructural del equipo.

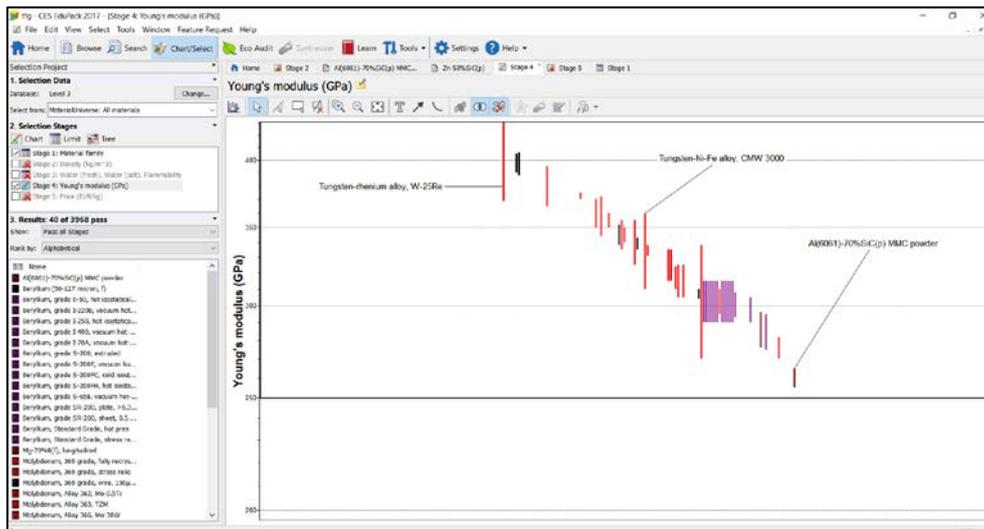


Ilustración 8-5 Segundo paso selección de material CES EduPack

- Tercer paso: minimizar la densidad ( $\text{kg/m}^3$ ) con tal de obtener el menor peso final del prototipo.

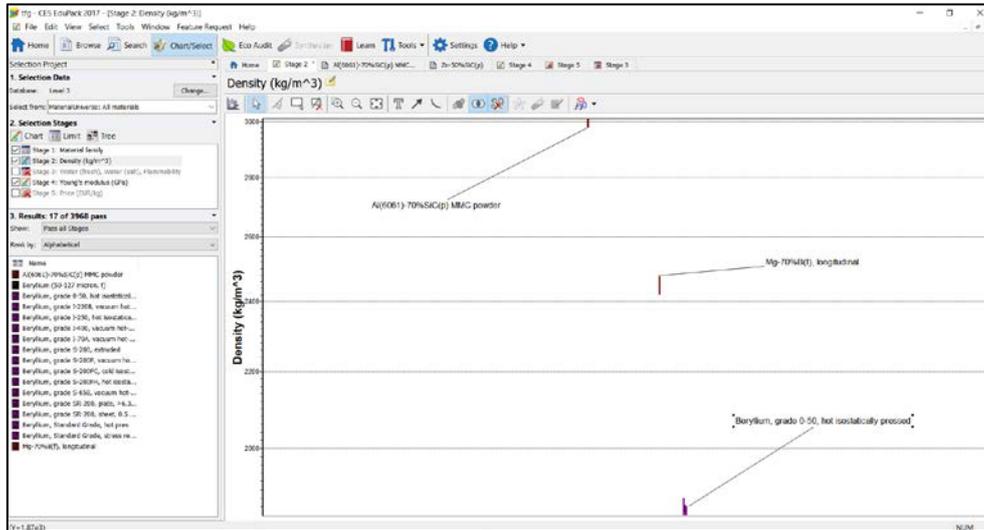


Ilustración 8-6 Tercer paso selección de material CES EduPack

- Cuarto paso: otras características deseables como son la resistencia a la corrosión y la inflamabilidad.

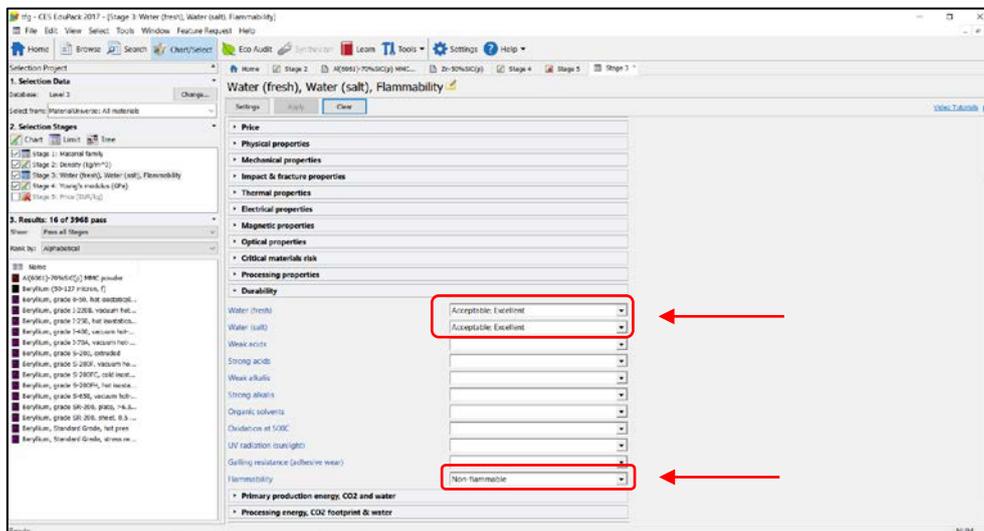


Ilustración 8-7 Cuarto paso selección de material CES EduPack

- Quinto paso: minimizar el precio del material.

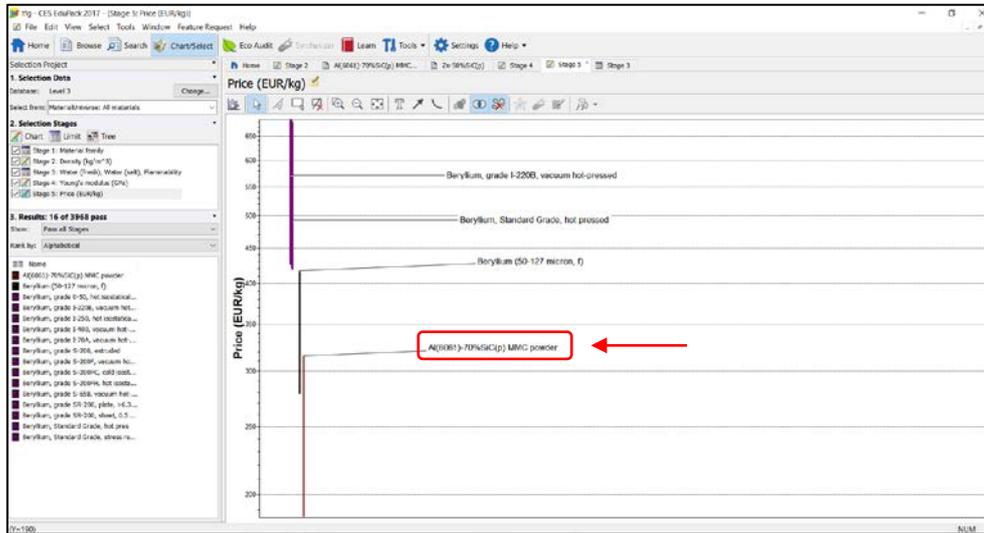


Ilustración 8-8 Quinto paso selección de material CES EduPack

En las gráficas anteriores se puede observar como el Berilio en sus diferentes formas, iguala o supera a las aleaciones de Aluminio 6061, sin embargo, atendiendo al criterio Precio y a sabiendas que el Berilio se caracteriza por ser un material relativamente frágil, el material óptimo para la fabricación del prototipo son las aleaciones de Aluminio 6061 o similares.

Consultando suministradores de Aleaciones de aluminio 6061, como puede ser Central de Bronces y Metales, se ha facilitado la tabla de composición y características siguientes:

<b>TABLA PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS ALUMINIO 6061</b>										
<b>COMPOSICIÓN QUÍMICA EN %</b>										
%	Si	Fe	Cu	Mn	Mg	Cr	Zn	Ti	Otros	Al
Min	0.40		0.15		0.80	0.04				
Max	0.80	0.70	0.40	0.15	1.20	0.35	0.25	0.15	0.15	Resto
<b>PROPIEDADES FÍSICAS</b>										
Densidad [gr/cm <sup>3</sup> ]	2.7		Coef. De dilatación (0 a 100 °C) [°C <sup>-1</sup> x 10 <sup>6</sup> ]		23.6					
Rango de fusión [°C]	575 – 650		Conductividad Térmica (0 a 100 °C) [W/m °C]		Temple T6: 167					
Módulo de elasticidad [MPa]	69500		Resistividad a 20 °C [μΩcm]		Temple T6: 4.0					
Coefficiente de Poisson	0.33		Calor específico (0 a 100 °C)		940					

Ilustración 8-9 Tabla propiedades y características aluminio 6061. Central de Bronces y Metales

## 8.3 PRIMEROS PROTOTIPOS

En una primera aproximación al simulador se estuvieron barajando diversas soluciones que se pensaba podrían satisfacer las exigencias de este trabajo, algunas de estos primeros prototipos se muestran a continuación.

Se pensó en utilizar una configuración típica en las impresoras 3D, ya que estas máquinas permiten el movimiento en 3 ejes y son muy precisas.

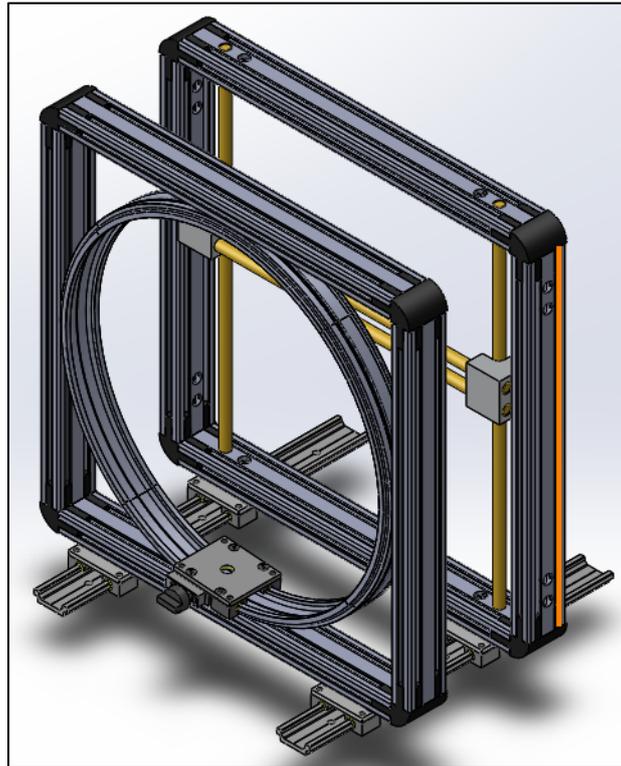


*Ilustración 8-10 Impresora 3D con movimiento en los 3 ejes y gran precisión*

Pronto, surgió la necesidad de implantar en la estructura anterior el movimiento circular que realiza el húmero alrededor de la glenoesfera. De esta necesidad se idearon diversos bocetos y diseños en ordenador, todo este trabajo llevó a un prototipo funcional, donde se ha incorporado un marco junto con un carril circular.

Como se puede observar el diseño presenta dos estructuras en forma de cuadrado, montadas sobre dos patines respectivamente, que circulan por dos guías. En una de las dos estructuras se encuentra una guía en formato circular 360º junto a su correspondiente patín, en la segunda estructura se encuentra un sistema de posicionamiento en dos ejes (plano vertical) formado por varillas y husillos, junto con un patín que circula entre dos de las varillas metálicas.

Este diseño no estaba exento de problemas, los más acusantes fueron la inestabilidad y poca precisión de posicionamiento que se lograba teniendo dos estructuras diferentes sobre patines y la falta de versatilidad que ofrece un dispositivo que debe ir atornillado a una superficie plana de trabajo.



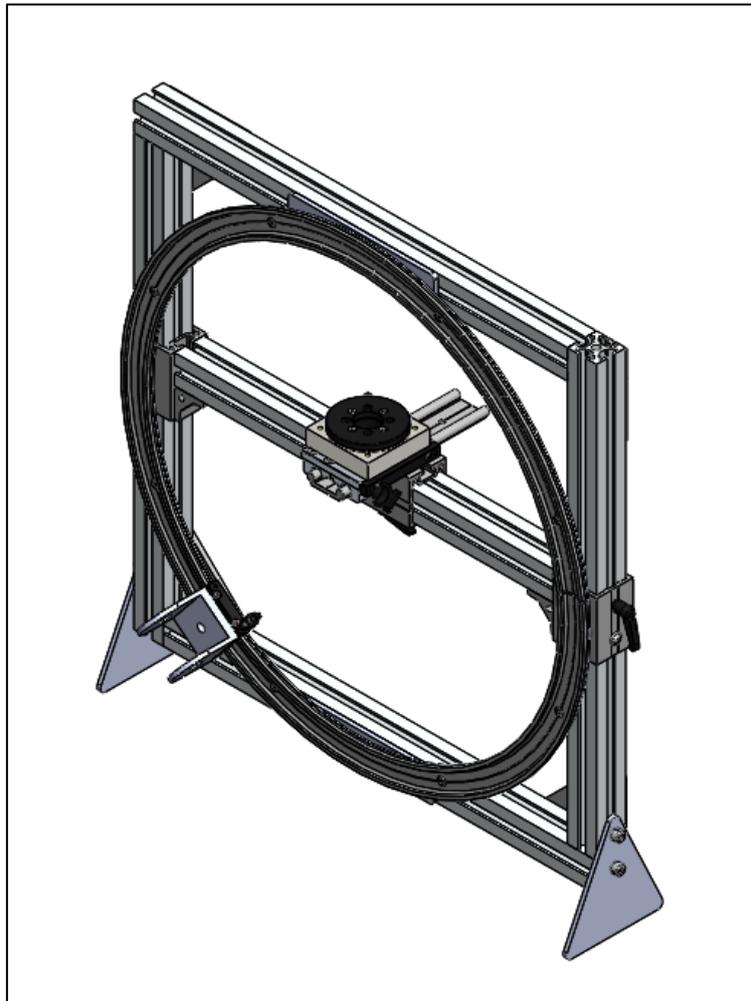
*Ilustración 8-11 Prototipo funcional realizado con SolidWorks*

## 8.4 SOLUCIÓN ADOPTADA

Finalmente se ha optado por una configuración con un único marco, optimizando el diseño y simplificado el prototipo. Se ha mantenido la guía circular junto a la corredera y el sistema de posicionamiento en el plano, heredado de las primeras ideas junto a la impresora 3D.

En este prototipo se ha prescindido de elementos de automatización por motivos económicos y de tiempo de realización del proyecto.

En los siguientes apartados se profundizará en el equipo.



*Ilustración 8-12 Solución adoptada*

## 9 DISEÑO DE DETALLE: PROTOTIPO FINAL

El prototipo está dividido en diversas partes o subconjuntos, los cuales se denominan: *Estructura Externa*, *Guía Circular y Corredera*, *Estructura de Posicionamiento en el Plano Alzado*, *Sistemas de Medición y Posicionamiento*, *Sistemas de Acoplamiento* y, finalmente, *Accesorios*.

### 9.1 ESTRUCTURA EXTERNA

Este subconjunto dota de rigidez al dispositivo y sirve de estructura de sujeción y montaje de los diferentes conjuntos y/o elementos que incurren en el prototipo. Como se puede deducir este conjunto deriva de la estructura portante que se puede observar en las distintas impresoras 3D, así como en los primeros diseños del prototipo, es la solución óptima que se ha encontrado, al estar fabricada con perfiles de aluminio permite la integración de una multitud de accesorios que permitirán la construcción del equipo.

Este subconjunto juega papel crucial en la estabilidad y precisión de las medidas que se obtengan con el prototipo, es por ello por lo que se ha optado por perfiles de aluminio 6060 de dimensiones 40 x 40 mm, con el fin de obtener rigidez en la estructura y evitar deformaciones o pandeos debido a las cargas que va a soportar.

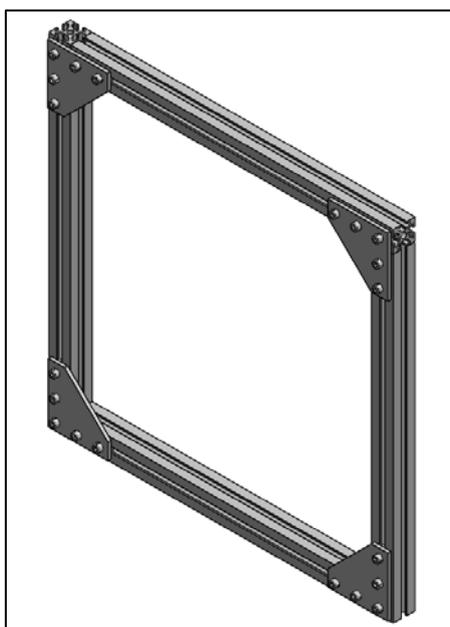


Ilustración 9-1 Vista trasera de la estructura de soporte

Está formado por los siguientes elementos:

- 4 x perfiles de aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) de 40 x 40 mm y longitud 594 mm. Fabricados por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 4 x placas de unión de aluminio de dimensiones 110 x 6 x 110 mm. Fabricadas por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 20 x tornillos cilíndricos M8 x 16 mm. Fabricados por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 20 x entrejuntas (tuerca) M8 de dimensiones 20 x 20 x 6 mm. Fabricadas por MK TECHNOLOGY GROUP.

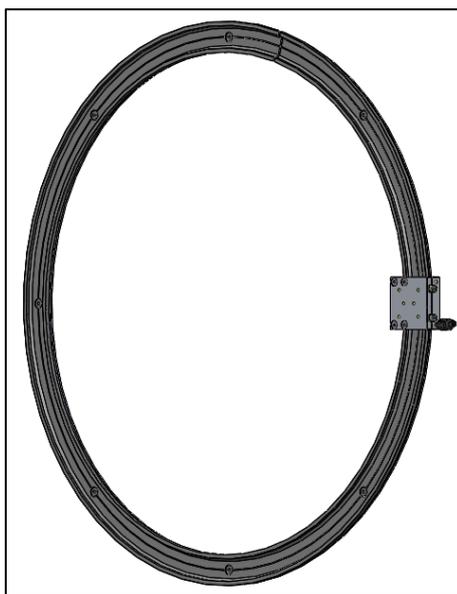
## 9.2 GUÍA CIRCULAR Y CORREDERA

El subconjunto Guía Circular y Corredera permite simular el movimiento que realiza el húmero respecto a la escápula. Se asume que la escápula queda fija y es el húmero el que realiza un movimiento circular con centro en el punto de contacto entre la glenoides y la escápula. Hay que mencionar que este movimiento no es perfectamente circular en la realidad, pero a efectos de este trabajo se asumirá que sí lo es, a sabiendas de que los resultados obtenidos no serán del todo precisos.

Como se observa, se ha tenido que diseñar una chapa circular, en la cual anclaremos la guía, ya que estas guías se curvan a partir de una perfil recto. Es de esperar que el proceso de doblado en frío no pueda obtener una superficie totalmente plana por la que correrá el carro, por ello anclando la guía al refuerzo de aleación de aluminio se asegura un correcto alineamiento de la guía que permita un movimiento fluido y uniforme de la corredera.

Este subconjunto está formado por los siguientes elementos:

- 1 x Refuerzo circular en aleación de Aluminio de espesor 4 mm, con diámetro interior de 569 mm y diámetro exterior de 629 mm.
- 1 x Raíl curvo WSB-06-30RK300F del fabricante IGUS, diámetro central de 600 mm.
- 8 x Tornillo avellanado M5x10 mm.
- 8 x Tuerca hexagonal M5
- 1 x Carro para raíl curvo con amarre manual WWB-06-30-06-P-HKA – W del fabricante IGUS.



*Ilustración 9-2 Vista principal del subconjunto Guía Circular + Corredera*

### 9.3 ESTRUCTURA DE POSICIONAMIENTO EN EL PLANO ALZADO

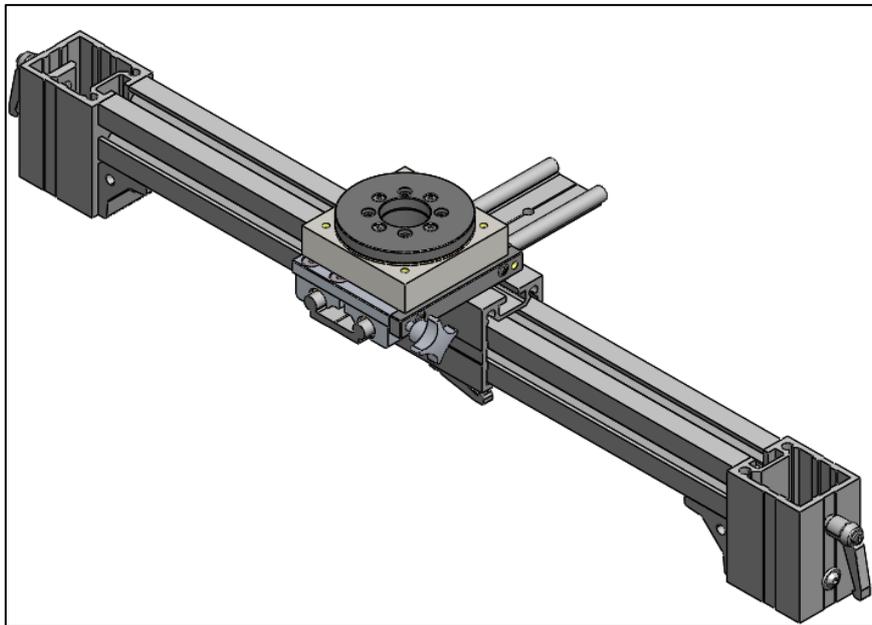
Mediante esta estructura se consigue posicionar la escápula correctamente, este posicionamiento consiste en hacer coincidir el centro de la cavidad glenoidea, con el centro del arco descrito por la guía circular. Mediante la utilización de un plato giratorio se ha conseguido dotar al prototipo del tercer movimiento requerido para la consecución de los objetivos marcados.

Esta estructura cumple un papel muy importante en el prototipo ya que es la que dota al prototipo de los movimientos necesarios para hacer los estudios, esta debe ser muy robusta, sin deformaciones o pandeos que puedan afectar a las medidas, y a la vez debe ser ligera y capaz de moverse sin dificultad. Es por ello por lo que se ha vuelto a recurrir a los perfiles de aluminio de dimensiones 40 x 40 mm. La utilización de estos perfiles ha facilitado la tarea de unir todos los componentes del sistema ya que se cuenta con numerosos accesorios.

Este subconjunto está formado por los siguientes elementos:

- 1 x perfiles de aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) de 40 x 40 mm y longitud 524 mm.  
Fabricado por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 3 x perfiles de aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) de 50 x 60 mm y longitud 80 mm.  
Fabricado por MK TECHNOLOGY GROUP.

- 3 x Tornillo de cabeza de lenteja M6x16 mm
- 3 x Manetas plásticas M6x15 mm. Fabricado por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 7 x Entrejuntas (tuerca) M6 de dimensiones 20 x 20 x 6 mm. Fabricadas por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 7 x Arandela de seguridad M6.
- 2 x Escuadra de aluminio para perfiles de la serie 40. Dimensiones 40 x 40 x 40 mm. Fabricado por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 4 x Tornillo de cabeza cilíndrica M8x16.
- 4 x Entrejuntas (tuerca) M8 de dimensiones 20 x 20 x 6 mm. Fabricadas por MK TECHNOLOGY GROUP.
- 1 x Guía lineal marca IGUS modelo WS-10-40 de longitud 200 mm.
- 1 x Carro para raíl recto con amarre manual WWB-10-40-10-P-HKA – W del fabricante IGUS.
- 1 x Tornillo avellanado M6x16 mm.
- 1 x Plato giratorio iglidur® PRT con brida cuadrada fabricado por IGUS.



*Ilustración 9-3 Vista principal de la Estructura de Posicionamiento en el Plano Alzado*

## 9.4 SISTEMAS DE MEDICIÓN Y POSICIONAMIENTO

Como se ha mencionado anteriormente es importante posicionar los huesos junto a sus correspondientes prótesis de forma correcta dentro del simulador. De no ser así no se realizarían una lecturas válidas y no tendría sentido realizar el estudio.

Para el correcto posicionamiento del húmero y la escápula se debe encontrar el centro del arco descrito por la grúa curva, y hacer coincidir en ese punto en el espacio la zona de contacto entre las dos prótesis o la cabeza humeral y el centro de la glenoide. Para facilitar el correcto posicionamiento se propone la utilización de un método visual simple y fácil. Se instalarán dos cordeles de nylon completamente tensados de forma perpendicular el uno del otro, de tal forma que su intersección marque el centro del arco descrito por la guía circular.

En cuanto a los sistemas de medición se propone utilizar un goniómetro circular que comprenda los 360° de la circunferencia que proyecta la guía circular en intervalos de 5° y una precisión mayor a  $\pm 0.5^\circ$ . Este útil de medición será fabricado en metacrilato o similar, siempre que se garanticen la precisión y tolerancias deseadas.

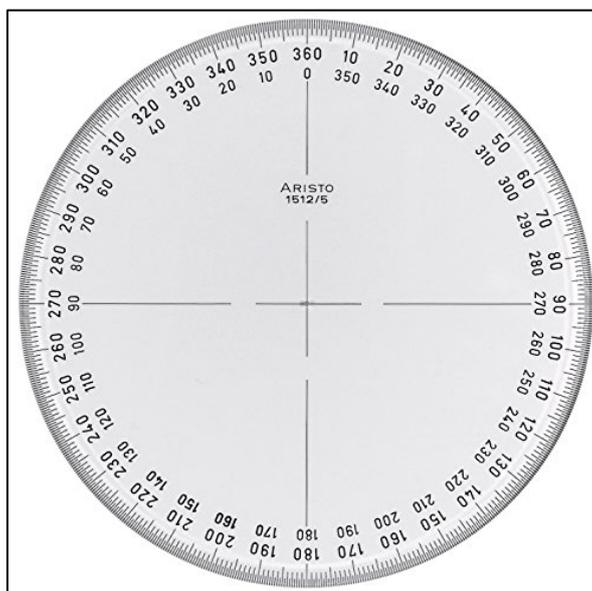


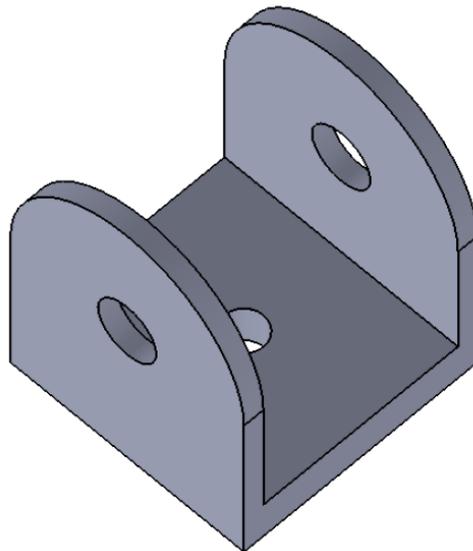
Ilustración 9-4 Sistema de Medición

## 9.5 SISTEMAS DE ACOPLAMIENTO

Para acoplar el húmero al carro que discurre por la guía circular, se decide que el mejor lugar de anclaje es el formado por la línea que une el escondio lateral y el escondio medial, puesto que es un punto clave del movimiento de rotación que realiza el húmero sobre sí mismo.



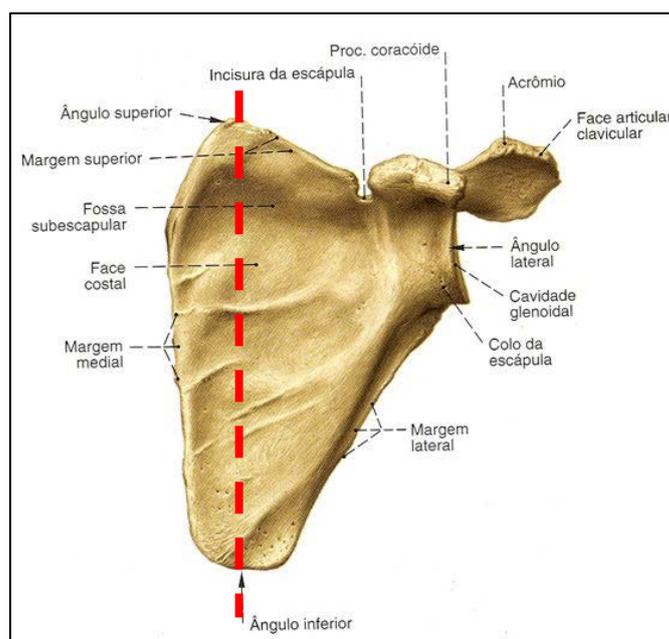
*Ilustración 9-5 Húmero con el eje de fijación*



*Ilustración 9-6 Acoplamiento del húmero*

Se plantea la fabricación de un dispositivo de acoplamiento que se coloque sobre la corredera que discurre por la guía circular, en el cual se fijará el húmero. La fabricación de esta pieza corresponderá a una empresa de mecanizados y se fabricará en aleación de aluminio atendiendo a los planos facilitados en el apartado correspondiente.

Para la fijación de la escápula se fabricará un sistema de sujeción acorde a los biomodelos facilitados y a las dimensiones del paciente. Se utilizará una mordaza manual de perfil plano que sujetará la escápula por la línea de unión del ángulo superior e inferior de la escápula.



*Ilustración 9-7 Escápula con eje de fijación*

## 10 LISTA DE MATERIALES

A continuación, se detalla una lista de los materiales necesarios para la fabricación del simulador:

<b>ESTRUCTURA EXTERNA:</b>	
Perfil de aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) de 40 x 40 mm y longitud 594 mm	4 Uds.
Placa de unión de aluminio de dimensiones 110 x 6 x 110 mm	4 Uds.
Tornillo cilíndrico M8 x 16 mm	20 Uds.
Entrejuntas (tuerca) M8 de dimensiones 20 x 20 x 6 mm	20 Uds.
<b>GUÍA CIRCULAR Y CORREDERA</b>	
Refuerzo circular en Aluminio de espesor 4 mm, diámetro interior de 569 mm y diámetro exterior de 629 mm	1 Uds.
Raíl curvo WSB-06-30RK300F del fabricante IGUS, diámetro central de 600 mm	1 Uds.
Tornillo avellanado M5x10 mm	8 Uds.
Tuerca hexagonal M5	8 Uds.
Carro para raíl curvo amarre manual WWB-06-30-06-P-HKA – W de IGUS	1 Uds.
<b>ESTRUCTURA DE POSICIONAMIENTO</b>	
Perfil de aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) 40 x 40 mm y longitud 524 mm	1 Uds.
Perfil de aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) de 50 x 60 mm y longitud 80 mm	3 Uds.
Tornillo de cabeza de lenteja M6x16 mm	3 Uds.
Maneta plástica M6x15 mm	3 Uds.
Entrejuntas (tuerca) M6 de dimensiones 20 x 20 x 6 mm	7 Uds.
Arandela de seguridad M6	7 Uds.
Escuadra de aluminio para perfiles de la serie 40. Dimensiones 40 x 40 x 40 mm.	2 Uds.
Tornillo de cabeza cilíndrica M8x16	4 Uds.
Entrejuntas (tuerca) M8 de dimensiones 20 x 20 x 6 mm	4 Uds.
Guía lineal marca IGUS modelo WS-10-40 de longitud 200 mm	1 Uds.
Carro para raíl recto con amarre manual WWB-10-40-10-P-HKA – W IGUS	1 Uds.
Tornillo avellanado M6x16 mm	1 Uds.
Plato giratorio iglidur® PRT con brida cuadrada fabricado por IGUS	1 Uds.
<b>SISTEMAS DE MEDICIÓN Y POSICIONAMIENTO</b>	
Hilo de nylon transparente	2 Uds.
Goniómetro para medición de ángulos 360º de diámetro 650 mm	1 Uds.
<b>SISTEMAS DE ACOPLAMIENTO</b>	
Sistema acoplamiento del húmero	1 Uds.
Sistema de acoplamiento de la escápula	1 Uds.

## 11 ELECCIÓN DE PROVEEDORES

El prototipo se ha construido en su totalidad con componentes de dos proveedores (IGUS y MK TECHNOLOGY GROUP). A continuación, se exponen los motivos por los que se han escogido estos fabricante y no otros.

Cuando se escoge un proveedor se deben tener en cuenta diversos parámetros:

- Precio
- Calidad
- Confiabilidad
- Ubicación
- Logística
- Referencias
- Tecnología
- Posventa



### 11.1 IGUS

IGUS es un fabricante mundial de piezas plásticas, cojinetes, carriles en aluminio, partes para impresoras 3D, cadenas, etc. Fundada en 1964 en Colonia, cuenta con filial en España desde el año 2000 (IGUS S.L.U.). Cuenta con un catálogo online de más de 100.000 productos, ofrece entregas en 24 horas sin pedido mínimo. Ofrece una extensa biblioteca CAD que ha servido para generar el prototipo mediante SolidWorks. También cuenta con un servicio de atención telefónica y mediante correo electrónico.

Por todos los motivos mencionados se ha escogido IGUS S.L.U. como proveedor.

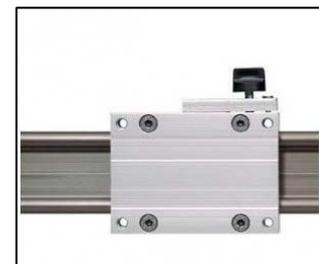
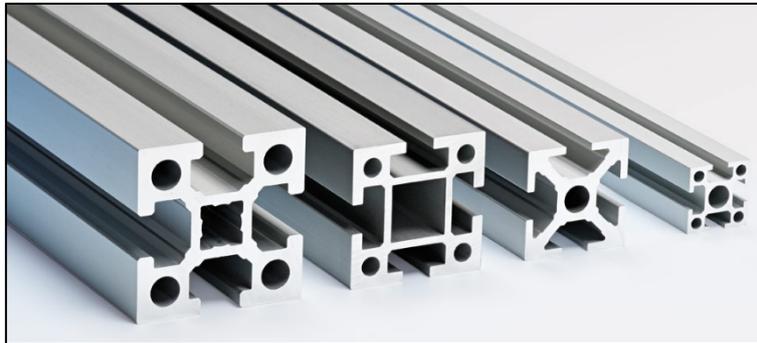


Ilustración 11-1 Imágenes cedidas por IGUS S.L.U.



## 11.2 MK TECHNOLOGY GROUP

MK Technology Group es una empresa con más de 50 años de recorrido en el campo de la fabricación de perfiles técnicos de aluminio, sistemas de transporte mediante banda, correas y rodillos. Es una empresa con mucha relevancia en su sector; cuenta con una filial en España, ofrece una atención personalizada y productos en stock con entrega rápida dentro de la península. Dispone de una amplia biblioteca CAD, disponible en diversos formatos entre ellos .iges, .stl, .dwg y .sldprt, Estos archivos han servido para poder ensamblar el prototipo mediante el software SolidWorks.



*Ilustración 11-2 Imágenes cedidas por MK Technology Group*

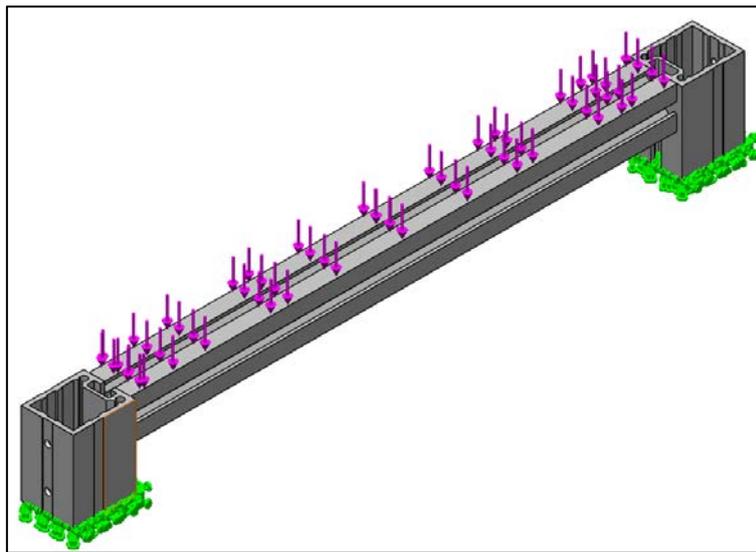
## 12 CÁLCULOS

### 12.1 CÁLCULO A FLEXIÓN SISTEMA POSICIONAMIENTO

Para garantizar la exactitud de las medidas obtenidas mediante este simulador se debe tener en cuenta el cálculo a flexión principalmente del perfil de aluminio utilizado en el sistema de posicionamiento en el plano alzado.

El estudio se ha realizado con los siguientes parámetros:

- Perfil de aluminio empotrado en sus dos extremos.
- Carga aplicada en el perfil de aluminio en dirección hacia en suelo.
- Fijación en los 3 ejes en los dos soportes, no se permite ningún movimiento.
- Deformación máxima permitida igual a la luz/10.000.



*Ilustración 12-1 distribución de cargas y fijaciones. Estudio estático*

Se ha realizado el estudio aumentando la carga progresivamente con el fin de observar la evolución de las tensiones y las deformaciones y así conocer los límites del conjunto.

Para garantizar el correcto funcionamiento del simulador no se deben superar los siguientes límites en ningún momento de su vida útil.

$$\text{Límite elástico} = 5,52\text{e}+07 \text{ N/m}^2$$

$$\text{Deformación máxima} = \frac{LUZ}{10.000} = \frac{524}{10.000} = 5,24\text{e}-02 \text{ mm}$$

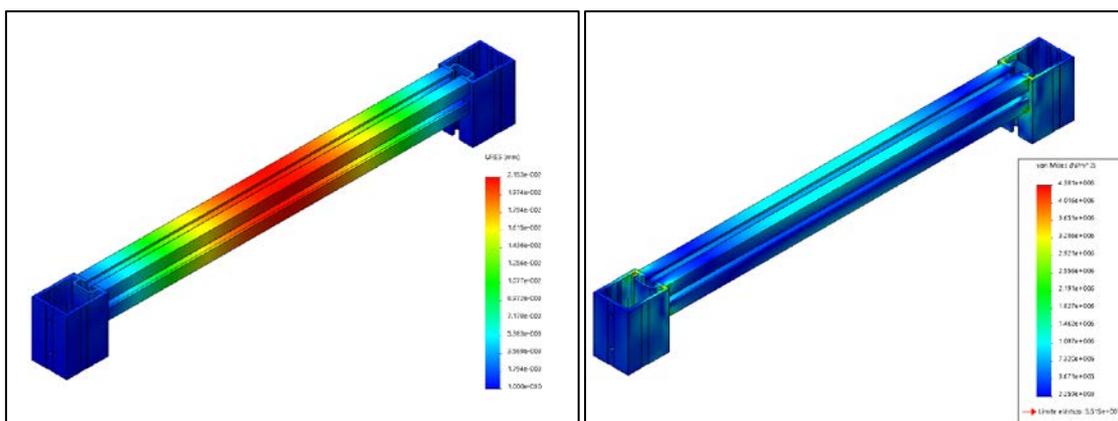


Ilustración 12-2 Estado tensorial y de deformaciones del conjunto

A continuación, se recogen los datos del estudio en una tabla con el fin de mejorar su comprensión. Como se puede apreciar en las siguientes gráficas, el límite elástico no es superado para ningún valor de carga, sin embargo, la deformación máxima permitida sí que es superada.

CARGA (N)	TENSIÓN (N/m <sup>2</sup> )	DEFORMACIÓN (mm)
10	2,19E+05	1,08E-03
20	4,38E+05	2,15E-03
30	6,57E+05	3,23E-03
40	8,76E+05	4,31E-03
50	1,10E+06	5,38E-03
100	2,19E+06	1,08E-02
150	3,29E+06	1,62E-02
200	4,38E+06	2,15E-02
250	5,48E+06	2,69E-02
500	1,10E+07	5,38E-02
1000	2,19E+07	1,08E-01

Ilustración 12-3 Tabla estudio estático 1

Para facilitar la lectura de los resultados se ha recurrido a los siguientes gráficos donde se puede apreciar la tensión soportada por el perfil para cada estado de carga, así como la deformación máxima que sufre, en este caso en el centro del vano.

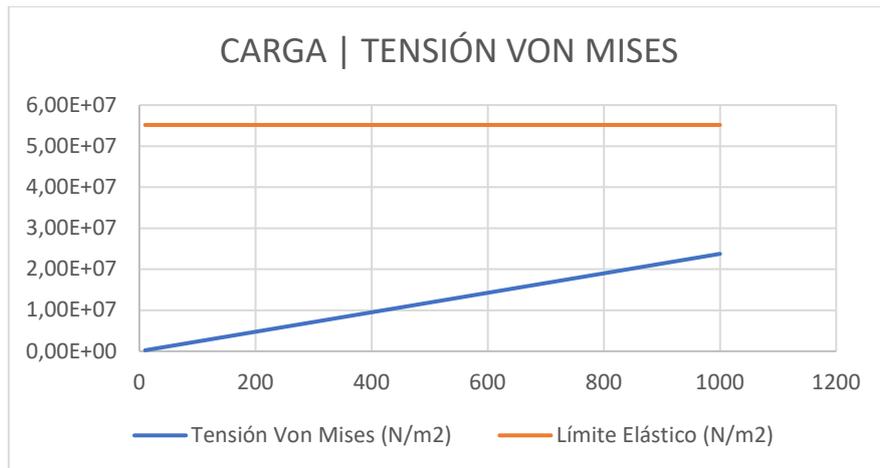


Ilustración 12-4 Grafico carga vs tensión

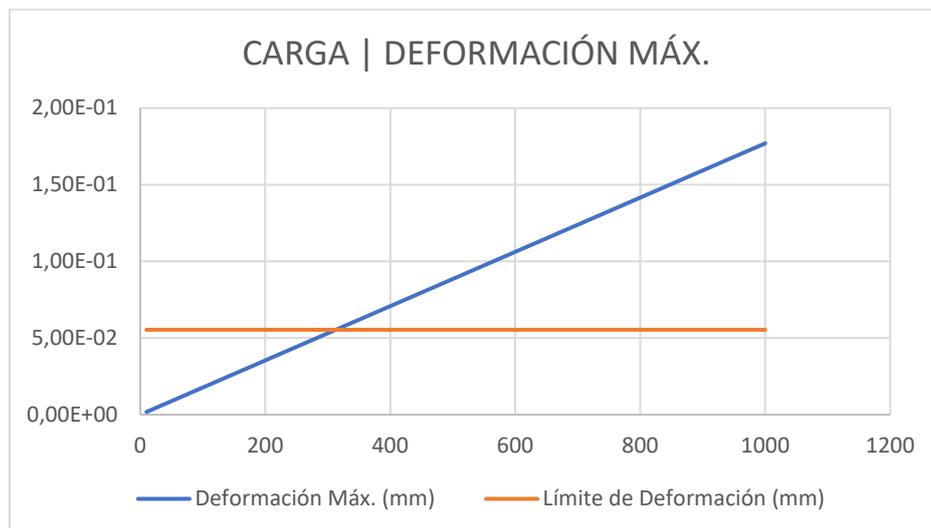


Ilustración 12-5 Grafico carga vs deformación

Como se puede apreciar se cuenta con una estructura sólida y resistente, no se van a superar nunca los límites en servicio puesto que se conoce que el conjunto de biomodelos, prótesis y el propio peso del sistema difícilmente puede superar los 20 kg de peso (200 N aprox.), estando lejos del límite elástico y de la deformación máxima permitida.

## 12.2 CÁLCULO ESTÁTICO DEL CONJUNTO BASTIDOR

Con el fin de garantizar la rigidez estructural del simulador se ha estudiado el marco exterior con diferentes estados de carga.

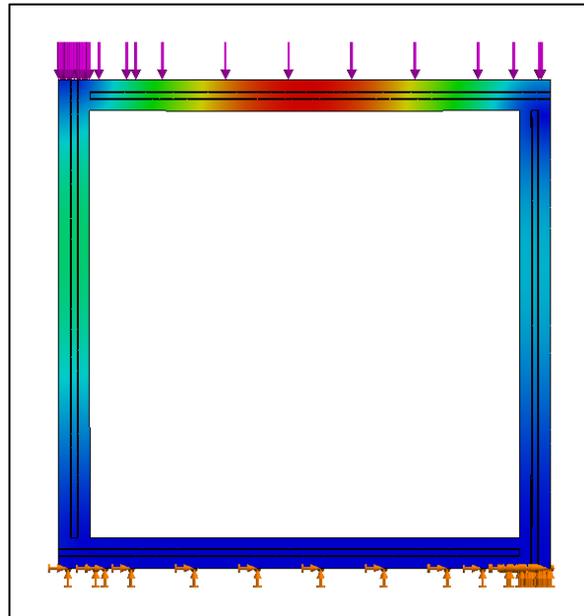


Ilustración 12-6 Estudio estático del marco exterior

El estudio se ha realizado con los siguientes parámetros:

- Conjunto fijo a una superficie de trabajo imaginaria, en los 3 planos de movimiento.
- Carga aplicada la parte superior en dirección hacia en suelo.
- Deformación máxima permitida igual a la luz/10.000.

$$\text{Límite elástico} = 5,52\text{e}+07 \text{ N/m}^2$$

$$\text{Deformación máxima} = \frac{LUZ}{10.000} = \frac{554}{10.000} = 5,54\text{e}-02 \text{ mm}$$

A continuación, se recogen los datos del estudio en una tabla con el fin de mejorar su comprensión. Como se puede apreciar en las siguientes gráficas, el límite elástico no es superado para ningún valor de carga, sin embargo, la deformación máxima permitida sí que es superada.

CARGA (N)	TENSIÓN (N/m <sup>2</sup> )	DEFORMACIÓN (mm)
10	2,37E+05	1,77E-03
20	4,75E+05	3,54E-03
30	7,12E+05	5,31E-03
40	9,50E+05	7,08E-03
50	1,19E+06	8,85E-03
100	2,37E+06	1,77E-02
150	3,56E+06	2,66E-02
200	4,75E+06	3,54E-02
250	5,94E+06	4,43E-02
500	1,19E+07	8,85E-02
1000	2,37E+07	1,77E-01

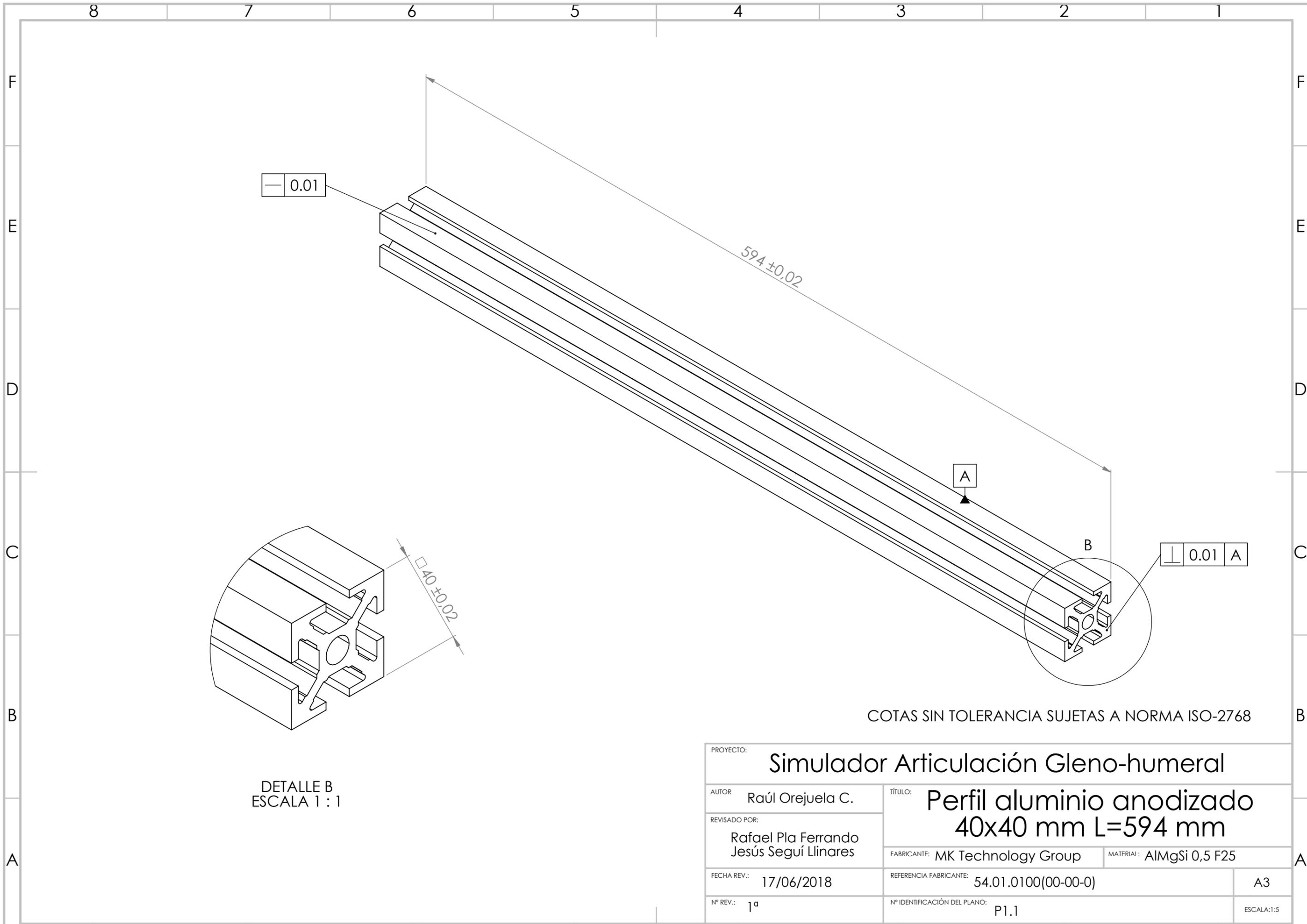
Ilustración 12-7 Tabla estudio estático 2



Ilustración 12-8 Gráficas deformación y tensiones frente a la carga aplicada

Como se puede apreciar se cuenta con una estructura sólida y resistente, no se van a superar nunca los límites en servicio puesto que se conoce que el conjunto de biomodelos, prótesis y el propio peso del sistema difícilmente puede superar los 20 kg de peso (200 N aprox.), estando lejos del límite elástico y de la deformación máxima permitida.

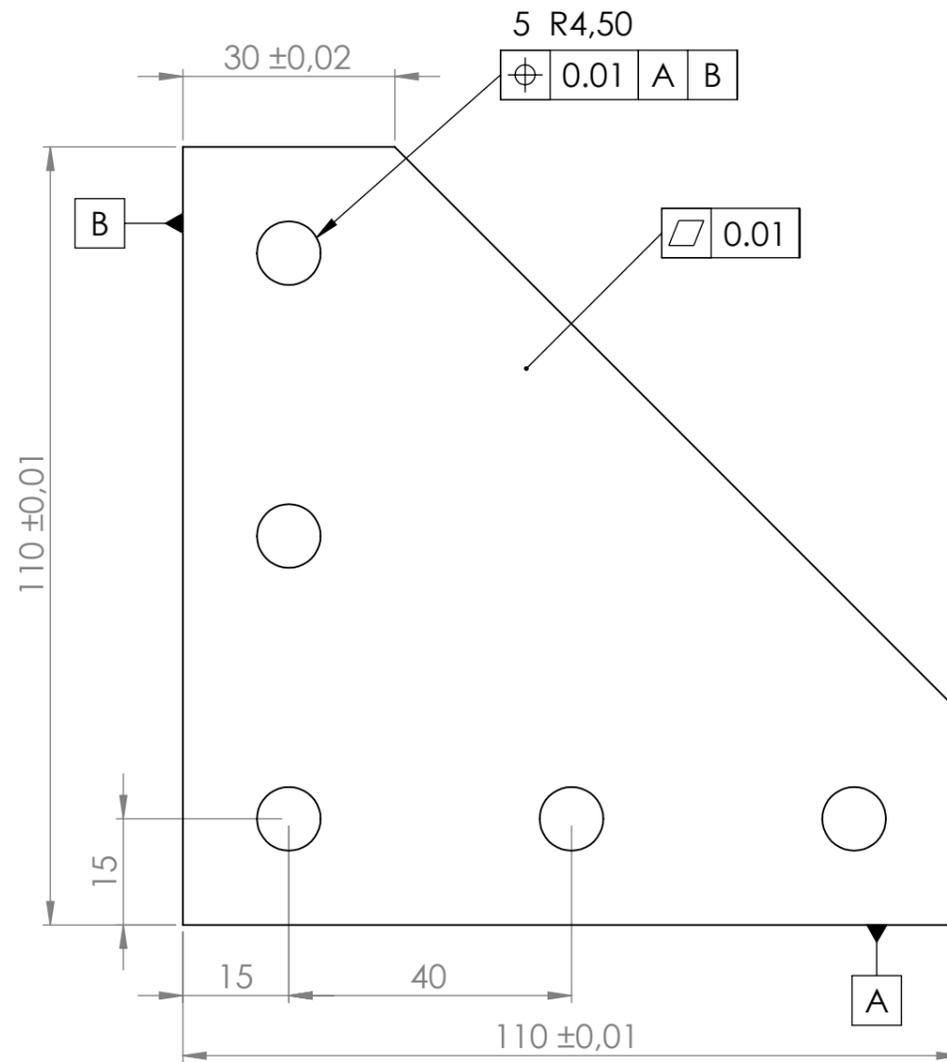
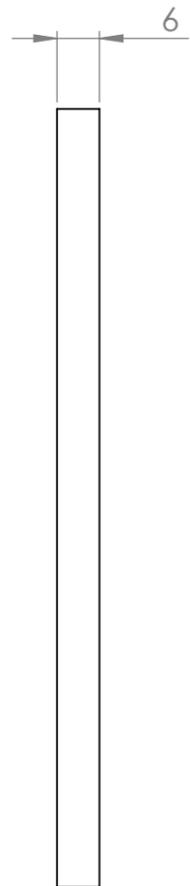
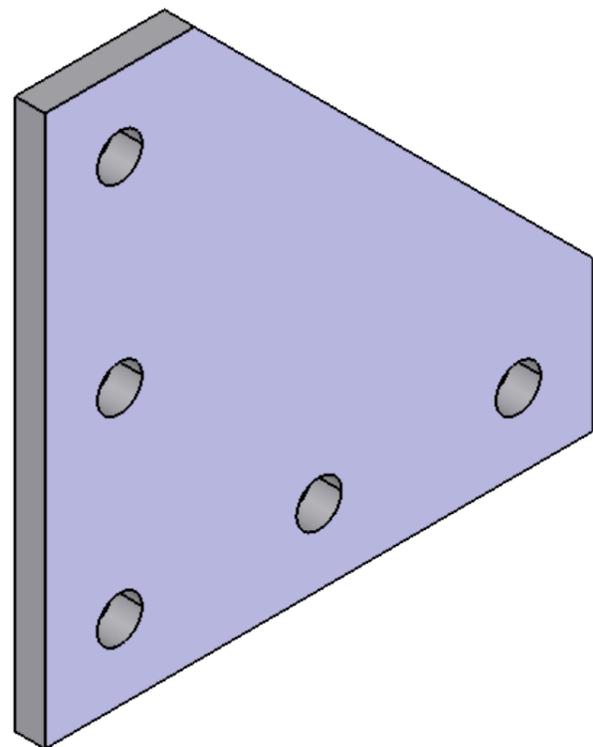
## 13 PLANOS



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

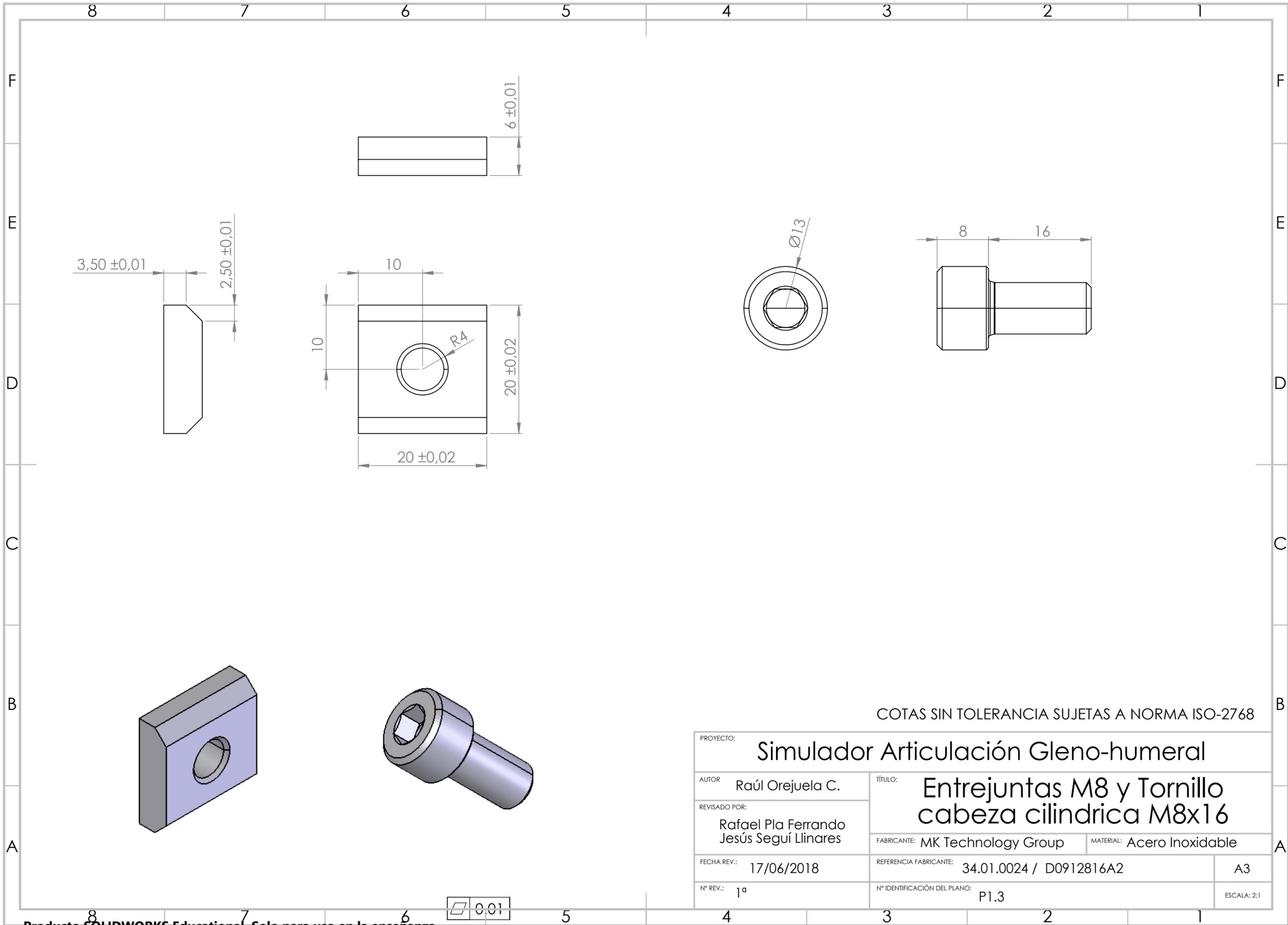
DETALLE B  
ESCALA 1 : 1

PROYECTO:			Simulador Articulación Gleno-humeral		
AUTOR		Raúl Orejuela C.	TÍTULO:		Perfil aluminio anodizado 40x40 mm L=594 mm
REVISADO POR:		Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares	FABRICANTE:	MK Technology Group	MATERIAL:
FECHA REV.:		17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE:		54.01.0100(00-00-0)
Nº REV.:		1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:		P1.1
					A3
					ESCALA:1:5



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

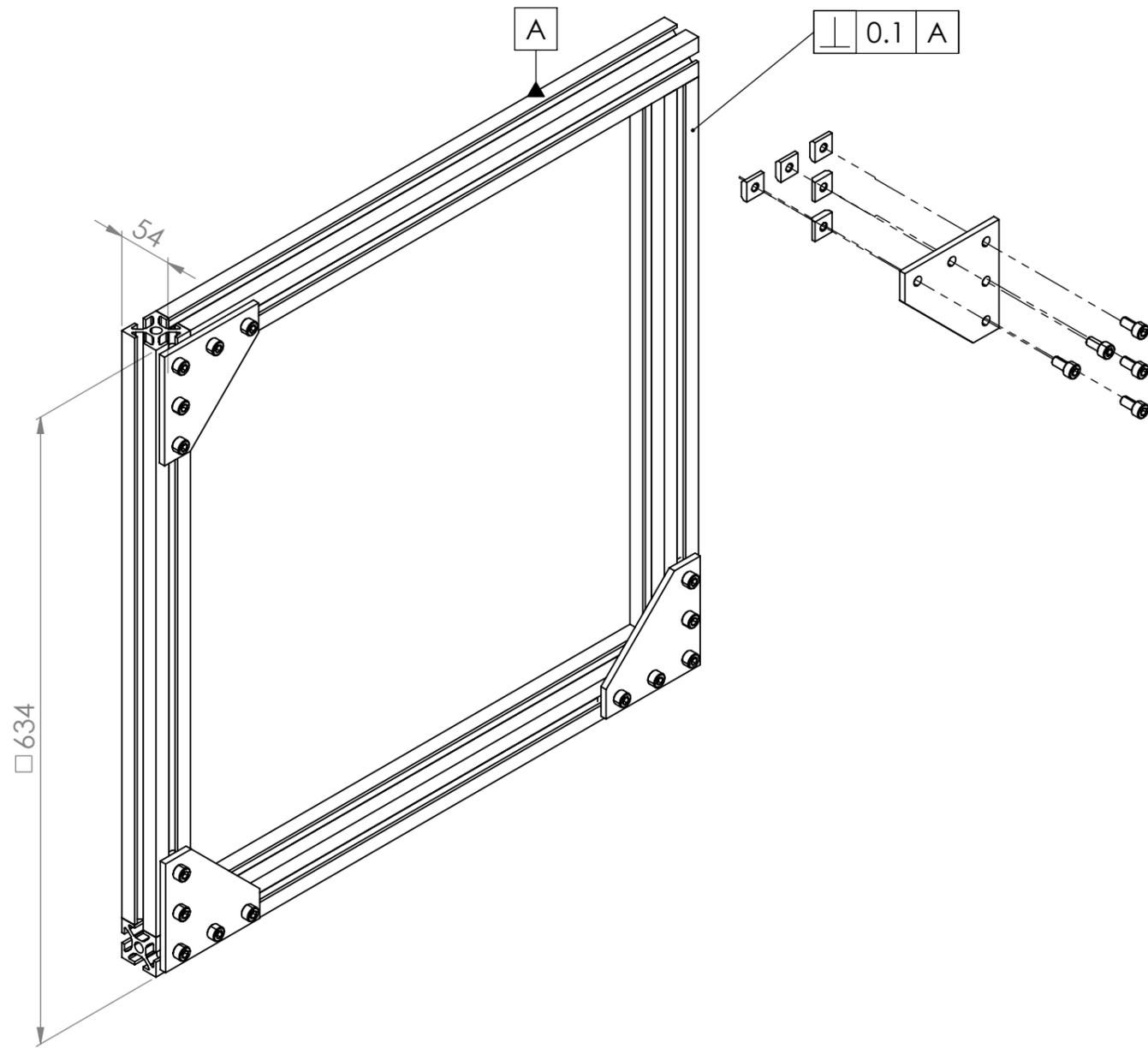
PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO:	
		Placa para unión de perfiles de aluminio	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Llinares	FABRICANTE: MK Technology Group	MATERIAL: Aluminio
FECHA REV.:	17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE: 50.05.0066	A3
Nº REV.:	1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P1.2	ESCALA: 1:1



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

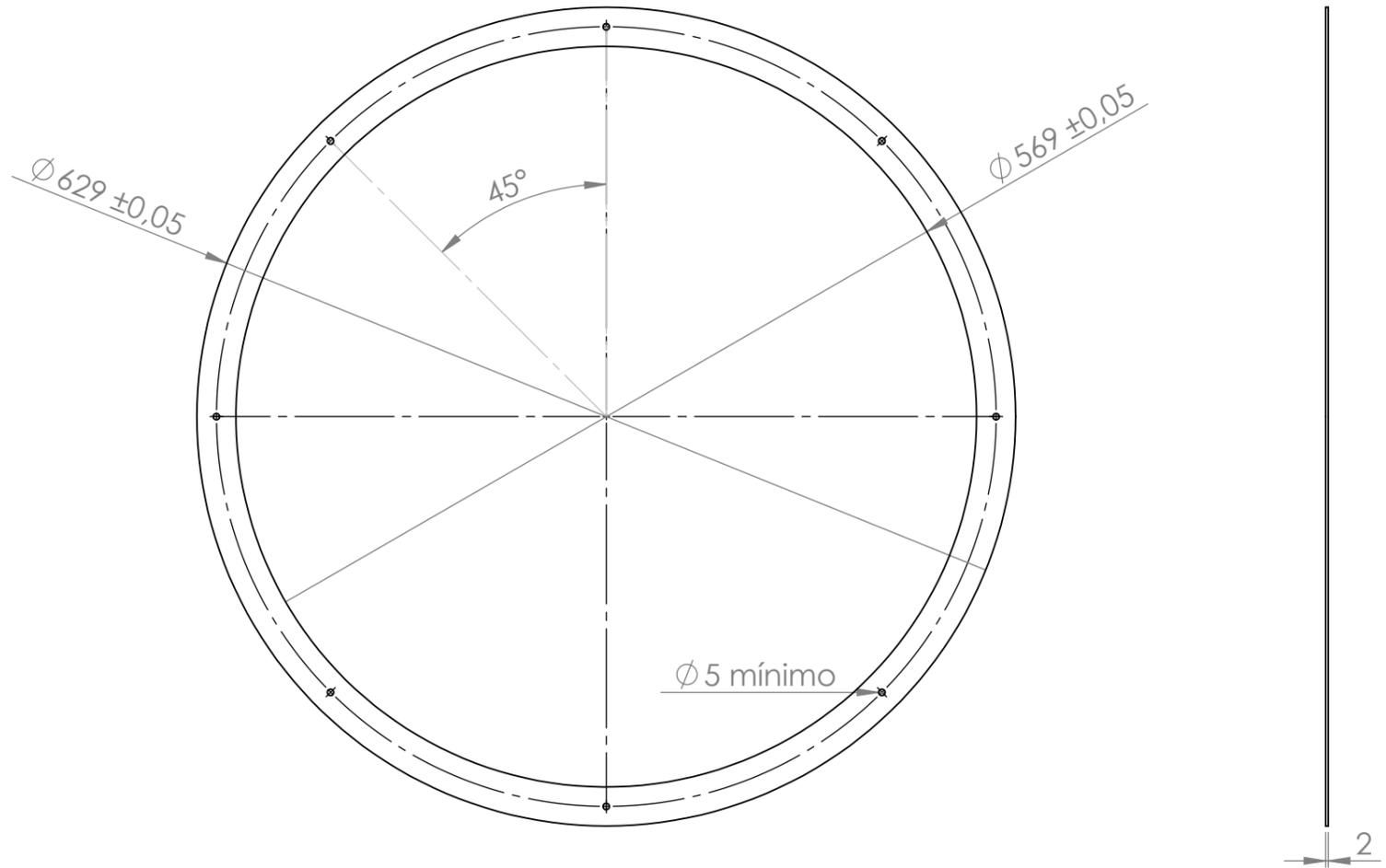
PROYECTO: <b>Simulador Articulación Gleno-humeral</b>		
AUTOR: Raúl Orejuela C.	TÍTULO: <b>Entrejuntas M8 y Tornillo cabeza cilindrica M8x16</b>	
REVISADO POR: Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares	FABRICANTE: MK Technology Group	MATERIAL: Acero Inoxidable
FECHA REV.: 17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE: 34.01.0024 / D0912816A2	A3
Nº REV.: 1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P1.3	ESCALA: 2:1

0,01



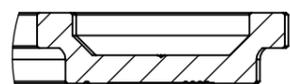
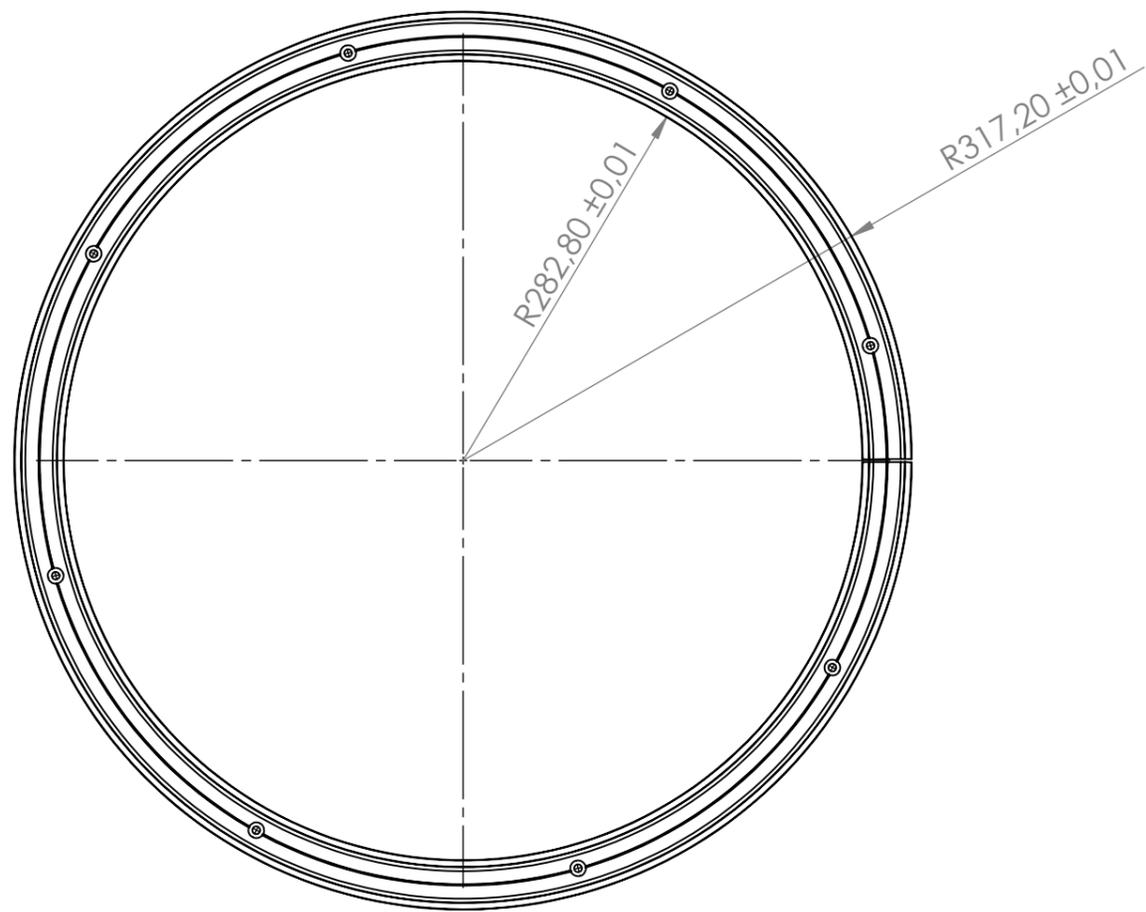
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: Subconjunto Bastidor	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares		
FECHA REV.:	17/06/2018	FABRICANTE:	MATERIAL:
Nº REV.:	1ª	REFERENCIA FABRICANTE:	A3
		Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:	P1.4
		ESCALA: 1:5	



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

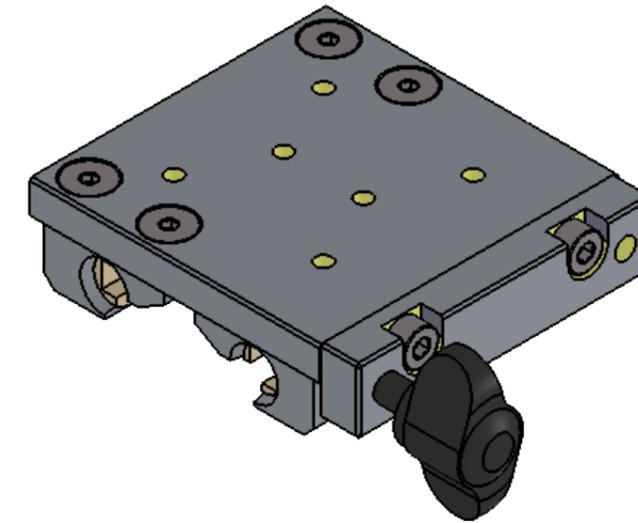
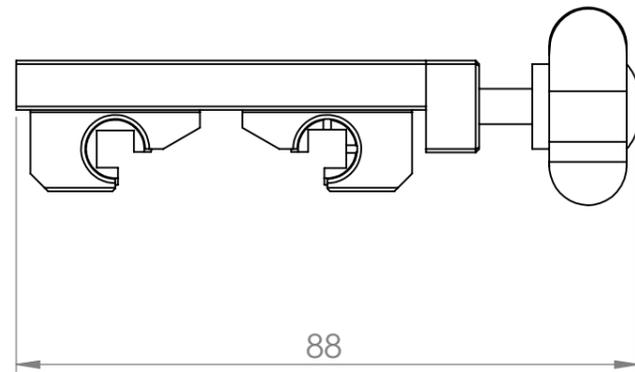
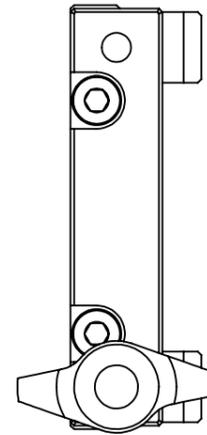
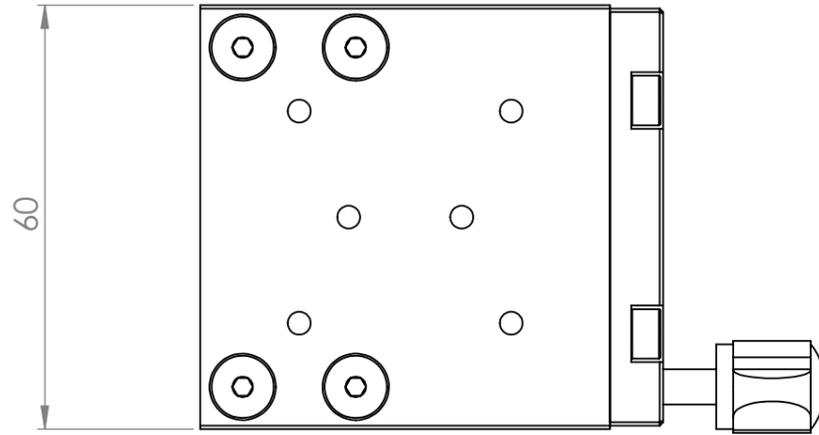
PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: <b>Refuerzo guía</b>	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Llinares		
FECHA REV.:	17/06/2018	FABRICANTE: Mecanizados Sinc	MATERIAL: Acero galvanizado Z275
Nº REV.:	1ª	REFERENCIA FABRICANTE: 00258726U	A3
		Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P2.1	ESCALA: 1:5



DETALLE A  
ESCALA 1 : 1

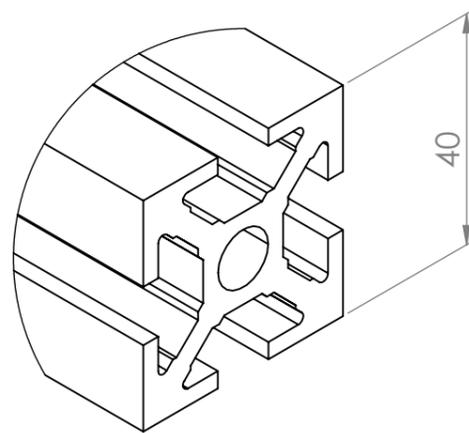
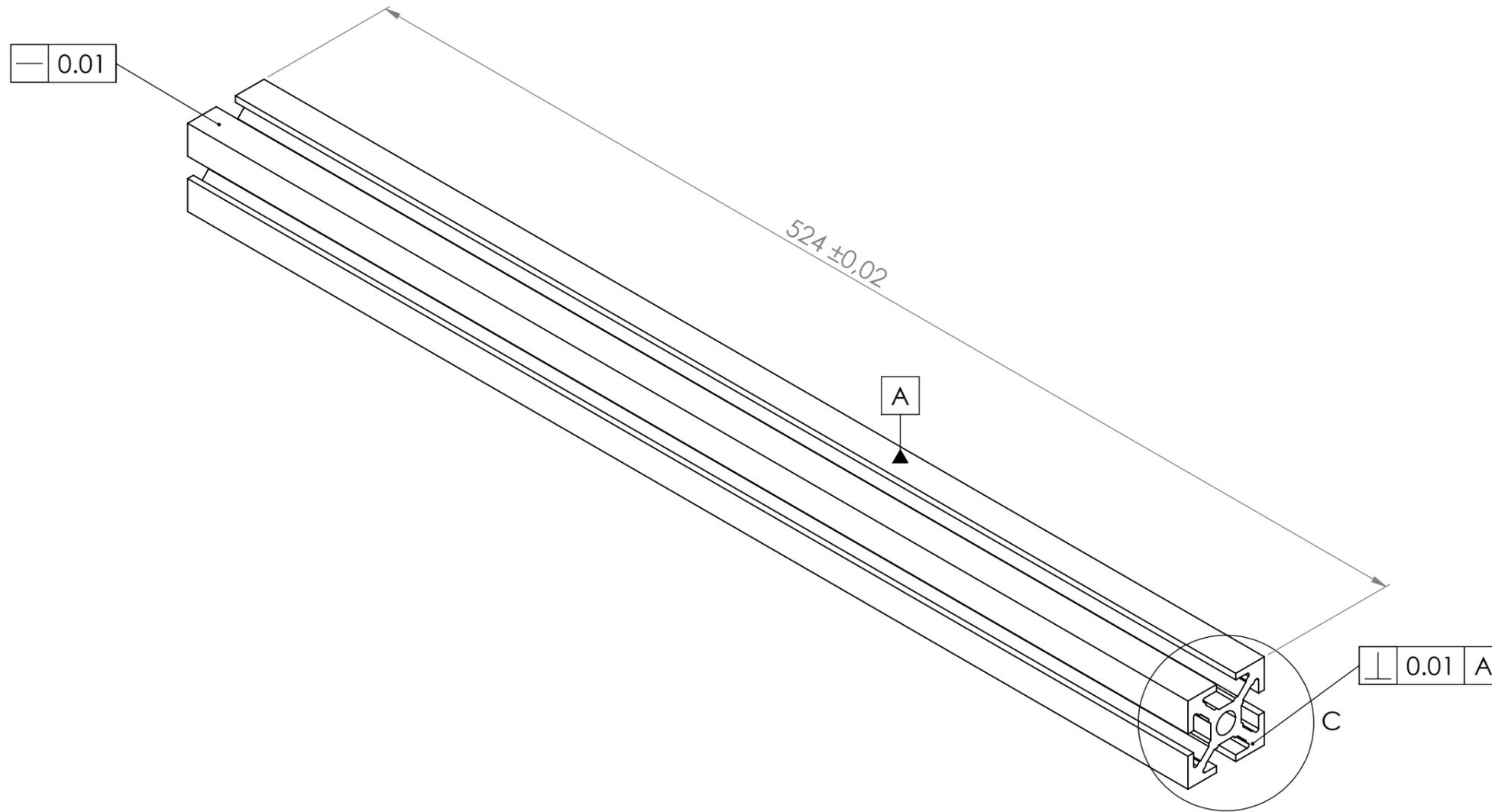
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO:	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares	Raíl curvo doble diámetro central 600 mm	
FECHA REV.:	17/06/2018	FABRICANTE:	IGUS
Nº REV.:	1ª	MATERIAL:	Aluminio serie 6000
		REFERENCIA FABRICANTE:	WSB-06-30RK300F
		Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:	P2.2
			A3
			ESCALA:1:5



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

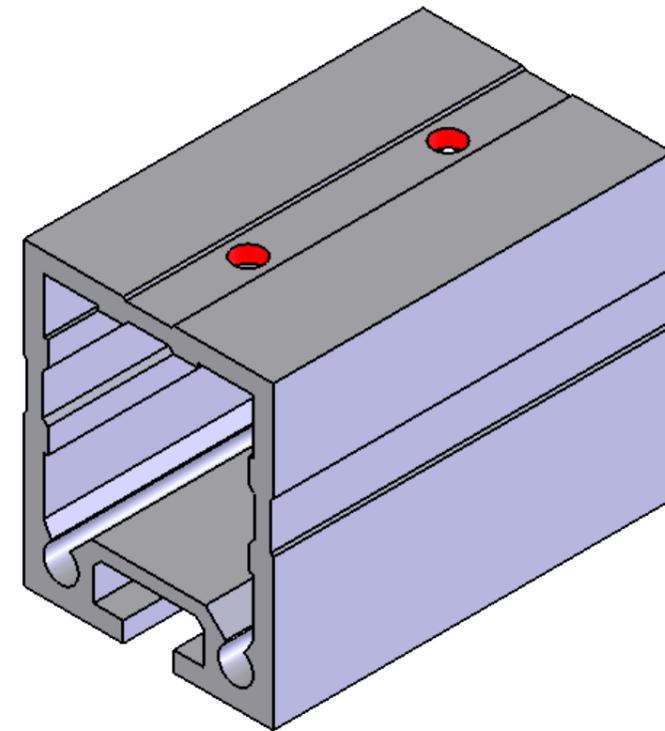
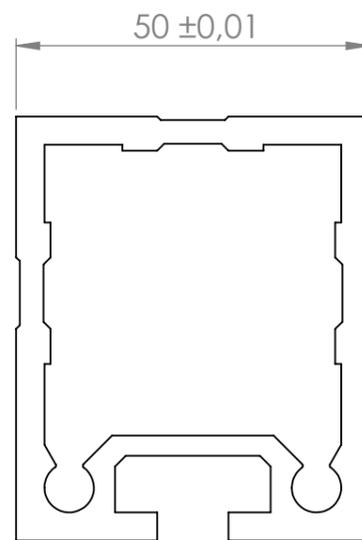
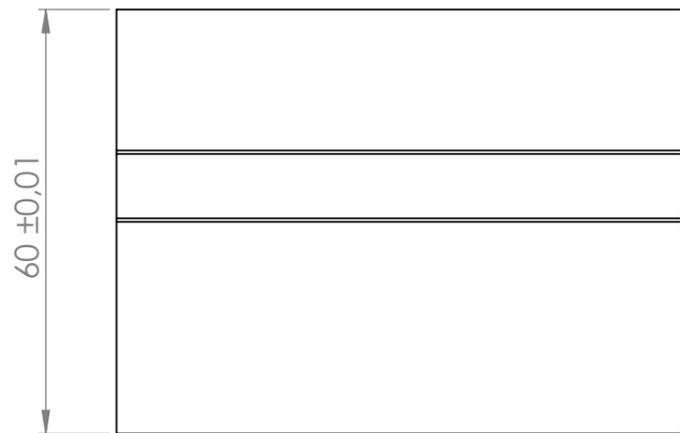
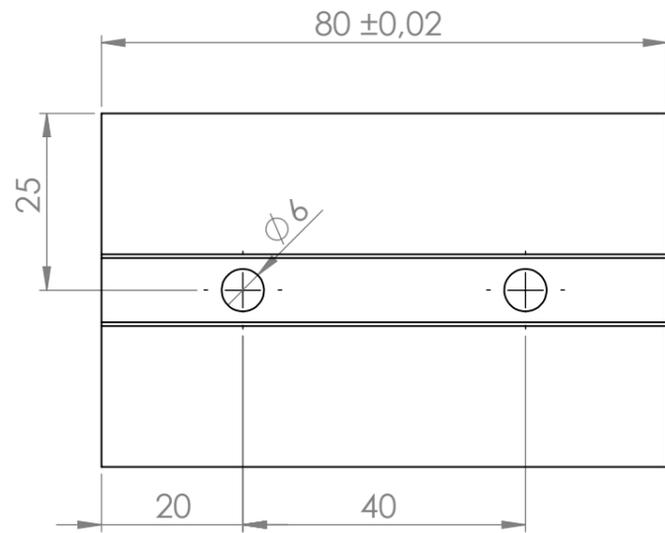
PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: Carro para raíl curvo amarre manual	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares		
FECHA REV.:	17/06/2018	FABRICANTE:	IGUS
Nº REV.:	1ª	REFERENCIA FABRICANTE:	WWB-06-30-06-P-HKA - W
		Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:	P2.3
			A3
			ESCALA:1:1



DETALLE C  
ESCALA 1 : 1

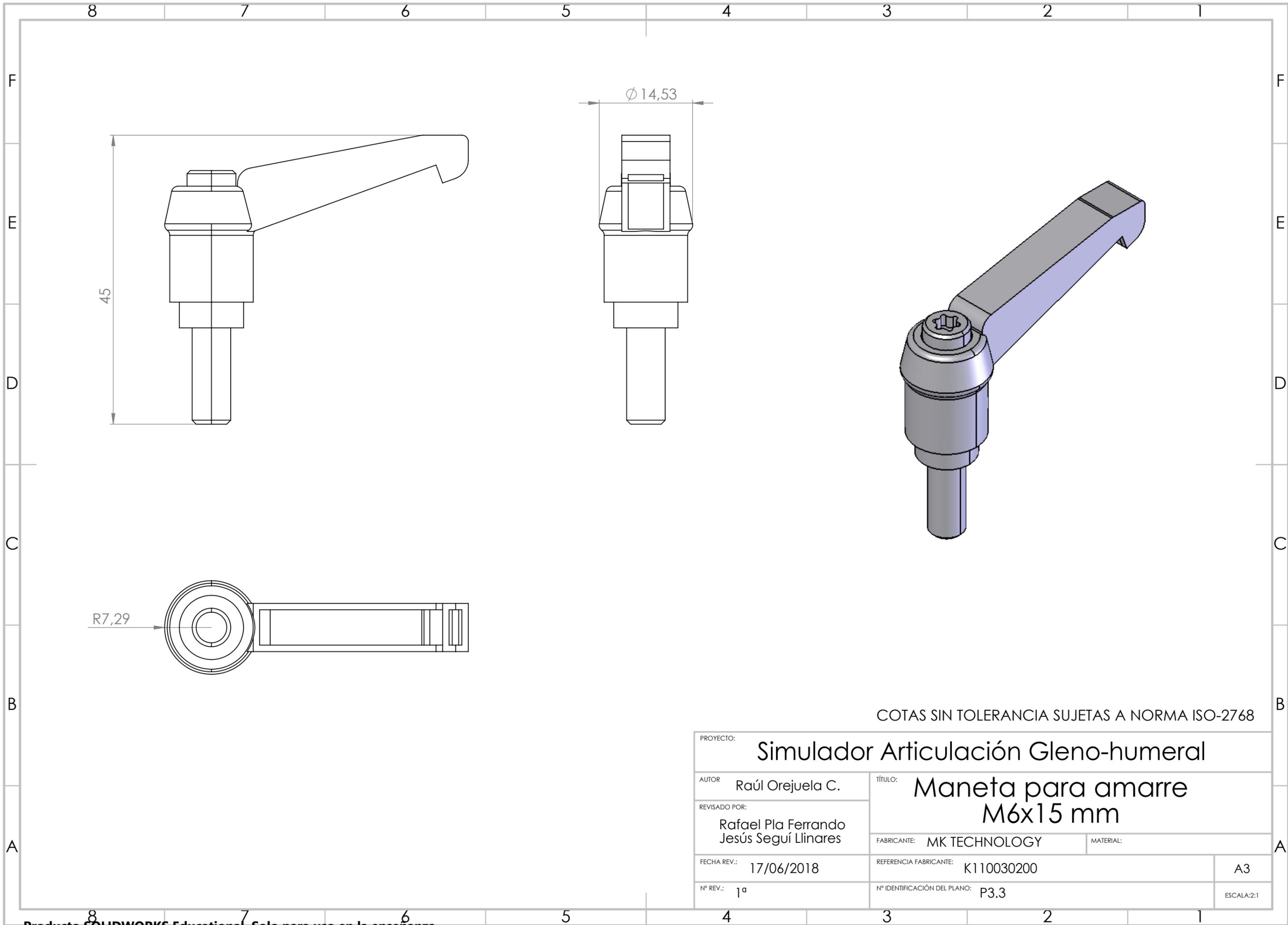
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: Perfil aluminio anodizado 40x40 mm L=524 mm	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares	FABRICANTE: MK Technology Group	MATERIAL: AlMgSi 0,5 F25
FECHA REV.:	17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE: 54.01.0100(00-00-0)	A3
Nº REV.:	1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P3.1	ESCALA: 1:2



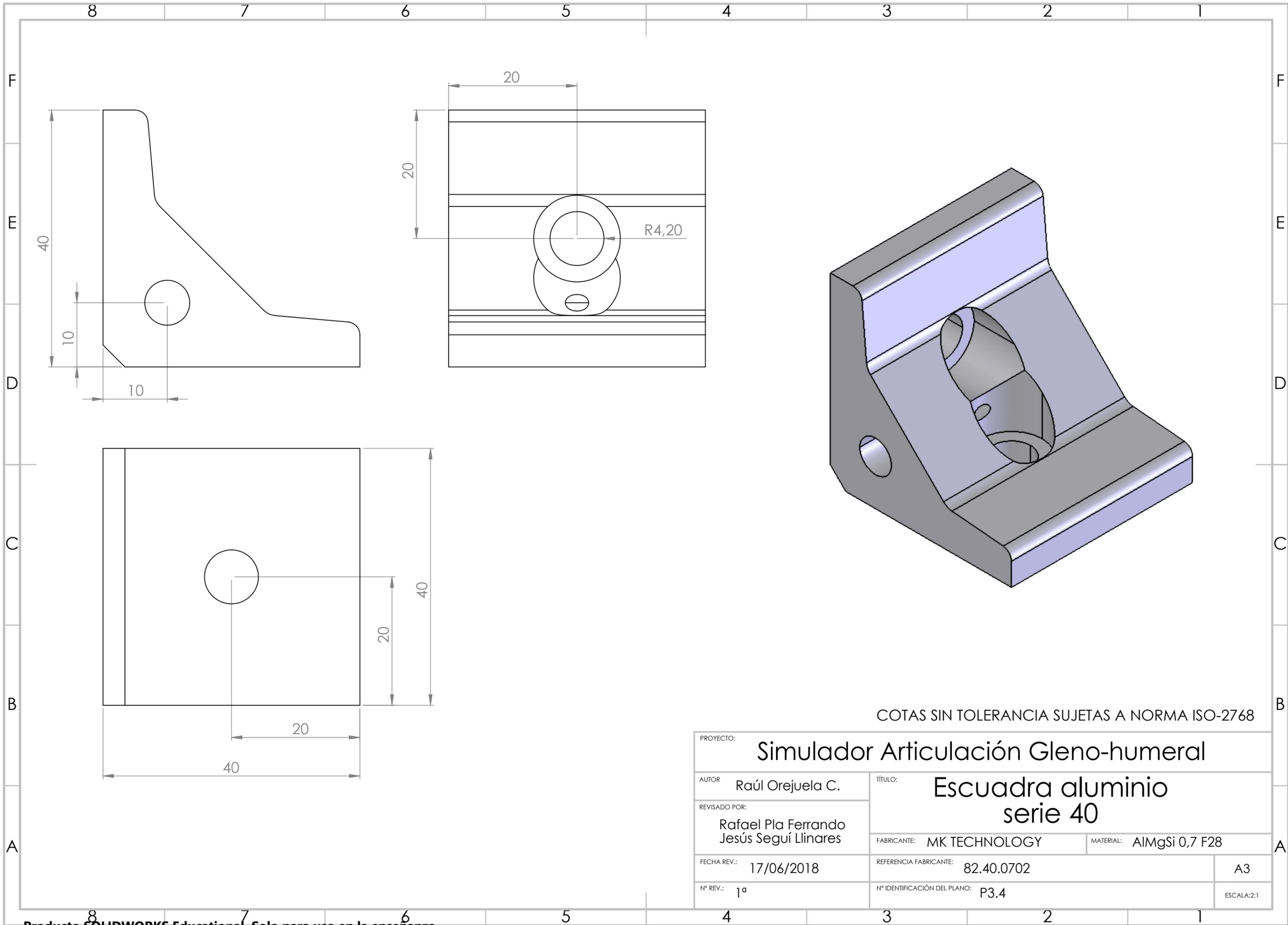
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO:	Perfil aluminio anodizado 50x60 mm L=80 mm
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares	FABRICANTE:	MK Technology Group
		MATERIAL:	AlMgSi 0,5 F25
FECHA REV.:	17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE:	54.38.080
Nº REV.:	1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:	P3.2
			A3
			ESCALA:1:1



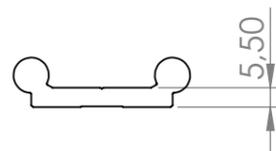
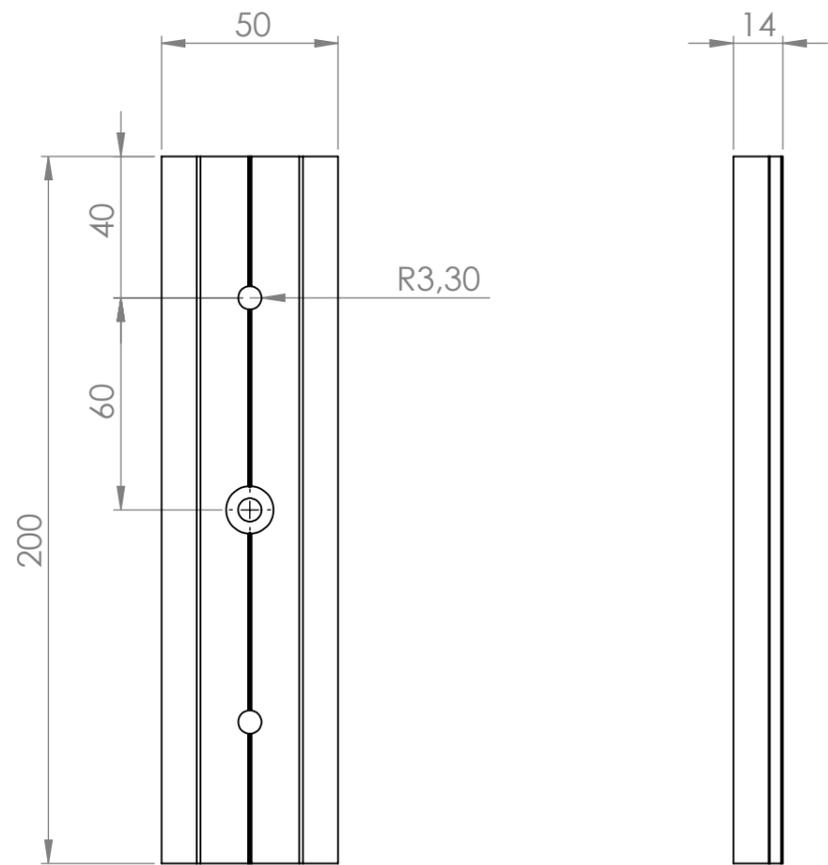
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: Maneta para amarre M6x15 mm	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares	FABRICANTE: MK TECHNOLOGY	MATERIAL:
FECHA REV.:	17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE: K110030200	A3
Nº REV.:	1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P3.3	ESCALA:2:1



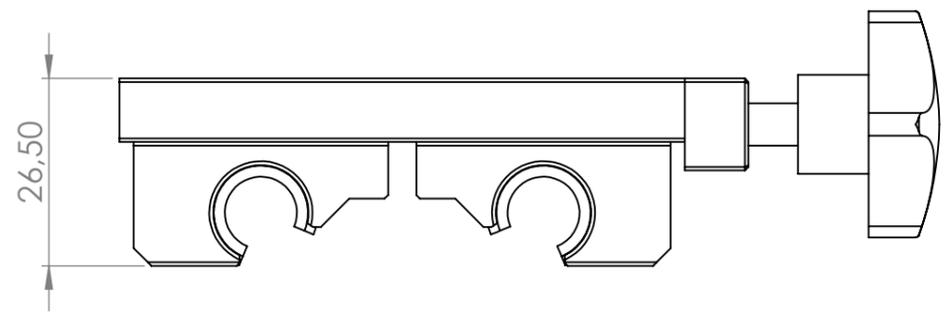
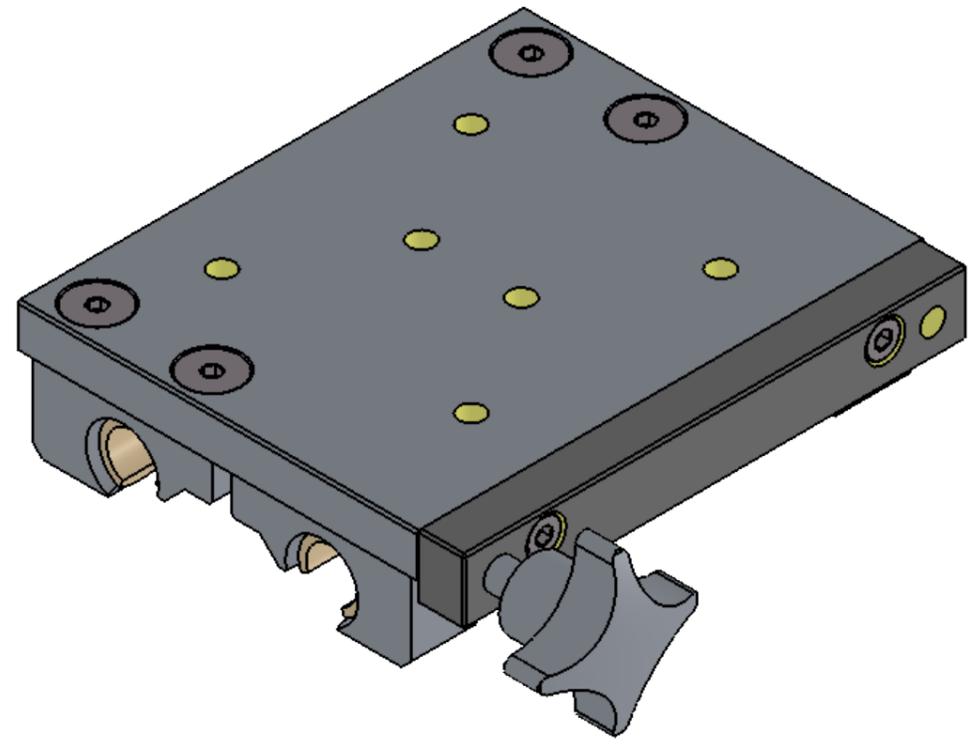
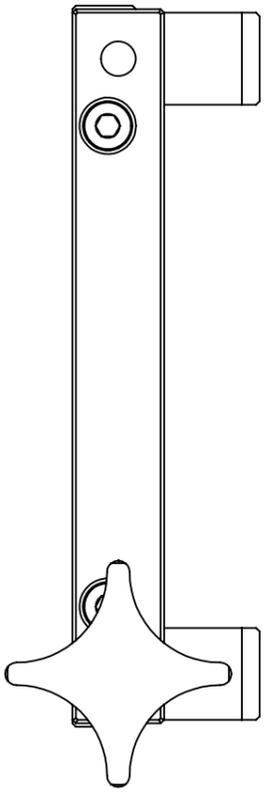
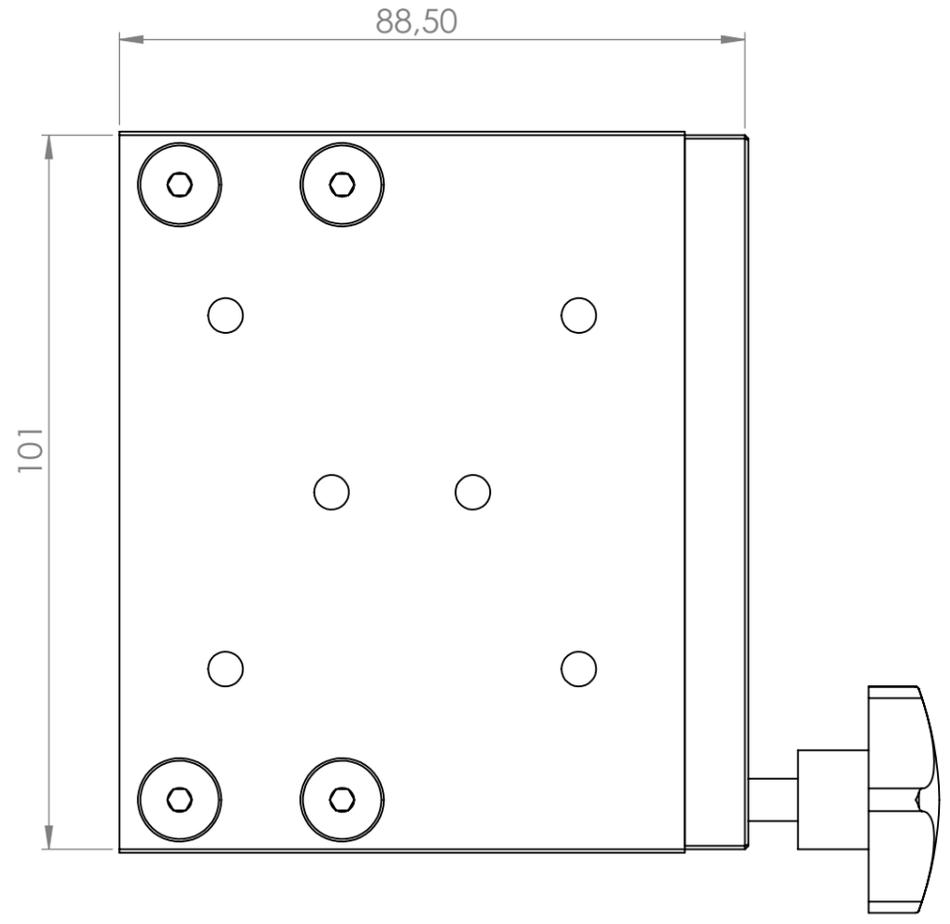
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO:	
		Escuadra aluminio serie 40	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Llinares	FABRICANTE:	MK TECHNOLOGY
		MATERIAL:	AlMgSi 0,7 F28
FECHA REV.:	17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE:	82.40.0702
Nº REV.:	1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:	P3.4
			A3
			ESCALA:2:1



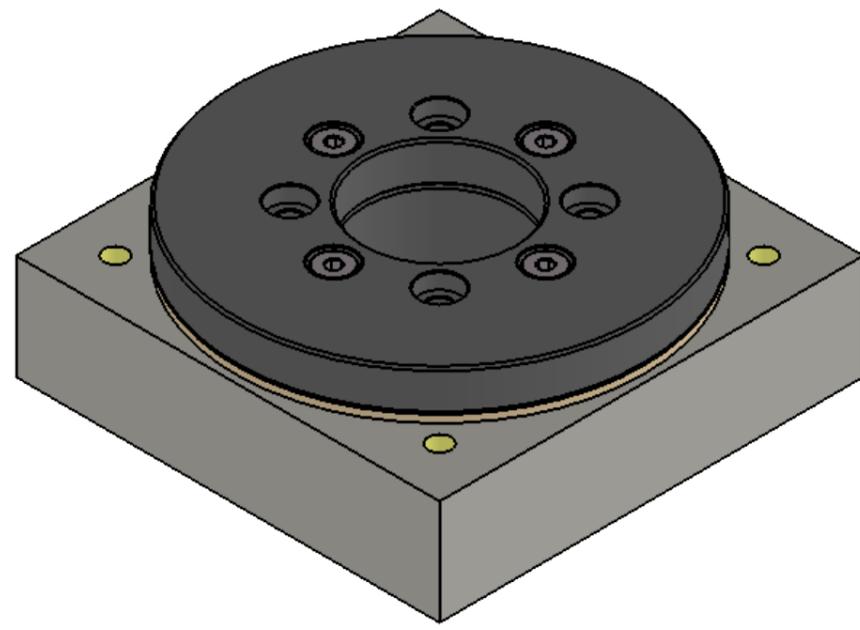
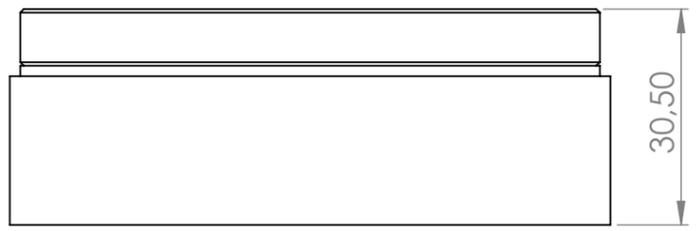
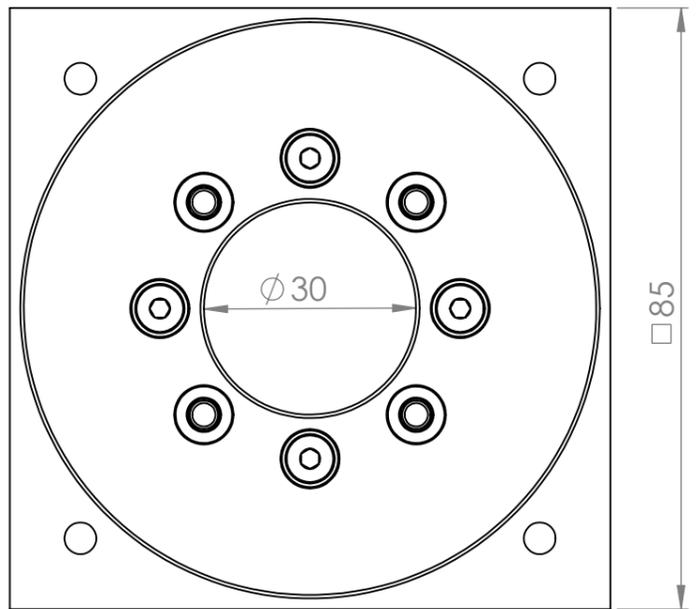
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: <b>Guia lineal doble</b>	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares		
FECHA REV.:	17/06/2018	FABRICANTE: IGUS	MATERIAL:
Nº REV.:	1ª	REFERENCIA FABRICANTE: WS-10-40	A3
		Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P3.5	ESCALA:1:2



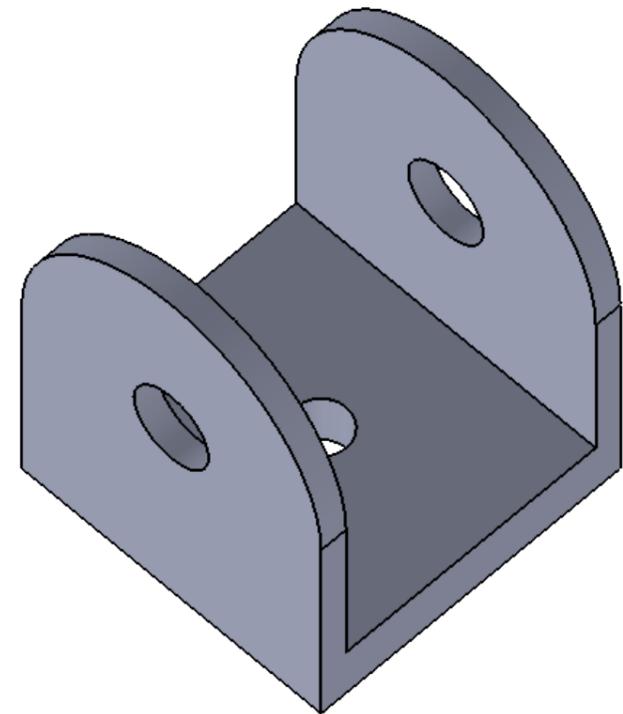
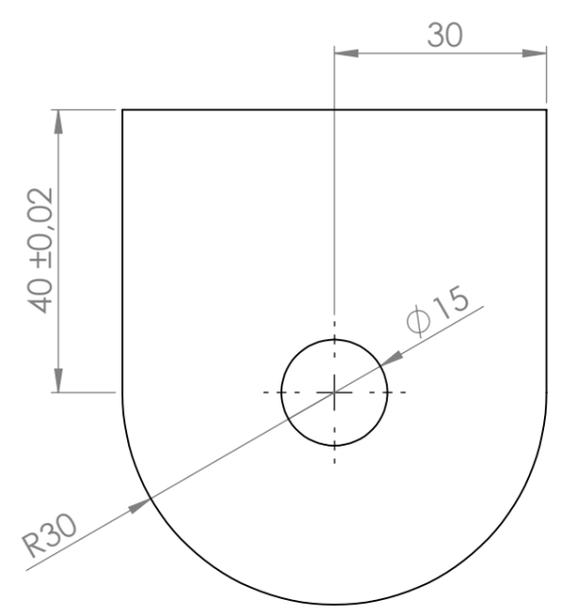
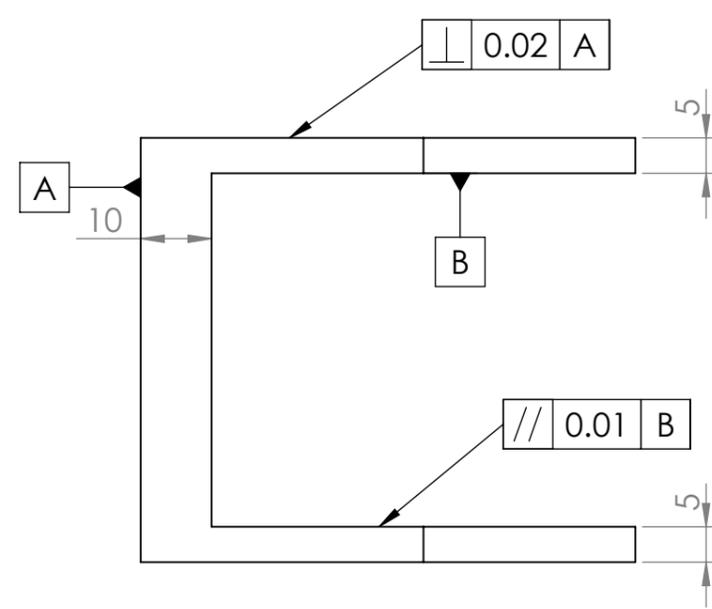
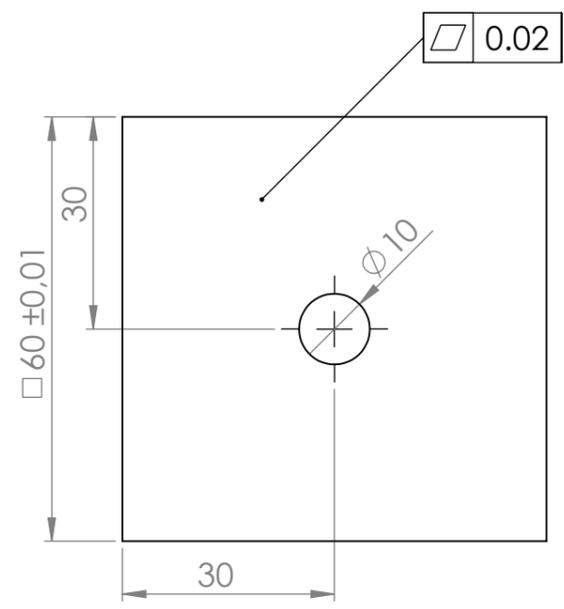
COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: Carro perfil recto amarre manual	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Linares		
FECHA REV.:	17/06/2018	FABRICANTE:	IGUS
Nº REV.:	1ª	REFERENCIA FABRICANTE:	WWB-10-40-10-P-HKA
		Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO:	P3.6
			A3
			ESCALA:1:1



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO:		Simulador Articulación Gleno-humeral	
AUTOR	Raúl Orejuela C.	TÍTULO: Plato giratorio con brida cuadrada	
REVISADO POR:	Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Llinares	FABRICANTE: IGUS	MATERIAL:
FECHA REV.:	17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE: PRT-01-30-SQ	A3
Nº REV.:	1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P3.7	ESCALA:1:1



COTAS SIN TOLERANCIA SUJETAS A NORMA ISO-2768

PROYECTO: <b>Simulador Articulación Gleno-humeral</b>		TÍTULO: <b>Acoplamiento del húmero</b>	
AUTOR: Raúl Orejuela C.	REVISADO POR: Rafael Pla Ferrando Jesús Seguí Llinares		FABRICANTE: Mecanizados Sinc
FECHA REV.: 17/06/2018	REFERENCIA FABRICANTE: 0025718U	MATERIAL: Aluminio S6000	A3
Nº REV.: 1ª	Nº IDENTIFICACIÓN DEL PLANO: P4.1	ESCALA: 1:1	

## 14 PRESUPUESTO

Para generar el siguiente presupuesto se han consultado diversos fabricantes y suministradores con el fin de tener una visión más amplia del mercado y ajustar el presupuesto a la realidad.

El siguiente presupuesto tiene en cuenta el coste de los diferentes componentes y la mano de obra empleada en su construcción, sin embargo, otros factores relevantes para la puesta en marcha de una empresa de fabricación de este simulador se tendrán en cuenta en el estudio de viabilidad posterior.

MATERIAL	PRECIO UDS.	UDS.	COSTE
Perfil aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) 40 x 40 mm y longitud 594 mm	10,24 €	4	40,96 €
Placa unión de aluminio 8 agujeros de dimensiones 110 x 6 x 110 mm	4,13 €	4	16,52 €
Tornillo cilíndrico M8x16 mm	0,11 €	24	2,64 €
Entrejuntas M8	0,26 €	24	6,24 €
Refuerzo circular aluminio espesor 4 mm, diámetro interior 569 mm y diámetro exterior 629 mm	13,43 €	1	13,43 €
Raíl curvo doble diámetro central de 600 mm	51,33 €	1	51,33 €
Carro para raíl curvo con amarre manual	33,21 €	1	33,21 €
Tornillo avellanado M5x10 mm	0,26 €	8	2,08 €
Tuerca hexagonal M5	0,17 €	8	1,36 €
Perfil aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) 40 x 40 mm y longitud 524 mm	10,24 €	1	10,24 €
Perfil aluminio anodizado (AlMgSi 0,5 F25) 50 x 60 mm y longitud 80 mm	8,73 €	3	26,19 €
Tornillo cabeza lenteja M6x16 mm	0,32 €	3	0,96 €
Maneta plástica M6x15 mm	2,34 €	3	7,02 €
Entrejuntas M6	0,21 €	7	1,47 €
Arandela de seguridad M6	0,10 €	7	0,70 €
Escuadra aluminio para perfiles serie 40. Dimensiones 40 x 40 x 40 mm	3,78 €	2	7,56 €
Guía lineal WS-10-40 de longitud 200 mm	24,61 €	1	24,61 €
Carro para raíl recto con amarre manual WWB-10-40-10-P-HKA – W	27,65 €	1	27,65 €
Tornillo avellanado M6x16 mm	0,31 €	1	0,31 €
Plato giratorio con brida cuadrada 20 mm	145,72 €	1	145,72 €
Goniómetro de metacrilato circular 360º	132,17 €	1	132,17 €
Sistema anclaje del humero y escápula fabricado en aluminio	56,92 €	1	56,92 €
		<b>MANO DE OBRA Y PORTES</b>	<b>190,71 €</b>
		<b>TOTAL</b>	<b>800,00 €</b>

El prototipo tiene un coste de: **Ochocientos Euros.**

## 15 ESTUDIO DE VIABILIDAD

### 15.1 ESTUDIO PUNTO DE EQUILIBRIO

La viabilidad económica de un proyecto empresarial es clave para conocer si un nuevo proyecto tendrá éxito en un contexto de mercado. A continuación, se realizará dicho estudio teniendo en cuenta todos los factores que intervienen según la metodología de Punto muerto o umbral de rentabilidad.

El punto muerto es aquella cantidad de ingresos que genera un margen de contribución (porcentaje sobre ventas) igual a la cuantía de costes fijos. Por encima de dicha cantidad se obtienen unos ingresos que, una vez absorbidos los costes fijos, proporcionan beneficios y por debajo de la misma proporcionan pérdidas.

El cálculo del punto muerto se efectúa partiendo de la siguiente formulación matemática:

$$\text{Beneficio} = \text{Ingresos totales} - \text{Costes totales}$$

$$\text{Beneficio} = B ; \text{Ingresos totales} = It ; \text{Precio unitario} = p ; \text{Unidades vendidas} = q$$

$$\text{Costes totales} = Ct ; \text{Costes variables totales} = CV ; \text{Costes fijos totales} = CF$$

$$\text{Coste variables unitario} = CVU$$

$$B = It - Ct = It - (CF - CV) = q \times p - (CF + CVU \times q)$$

Teniendo presente que en el punto muerto el beneficio es nulo, es decir, los ingresos totales son iguales a los costes totales.

$$It = Ct \quad ; \quad q \times p = CF + CVU \times q$$

$$q \times (p - CVU) = CF$$

$$p - CVU = \text{Contribución unitaria del beneficio}$$

$$\text{Punto muerto, en cantidad} = \frac{CF}{p - CVU} = \frac{\text{Costes fijos}}{\text{Contribución unitaria}}$$

Se han tenido en cuenta los siguientes **gastos fijos (anuales)**:

Gastos de suministros: 4.000€

Alquiler de nave industrial: 18.000€

Ingeniero Técnico Industrial: 26.000€

Equipos mecánicos: 12.000€

**Costes Fijos Totales = 60.000€**

Los gastos variables contemplados para el cálculo han sido el coste de materiales y mano de obra del prototipo: 800€.

**CVU: 800€**

Para tener un visión más amplia del cálculo se realizará un **Análisis de Sensibilidad del Punto de Equilibrio**:

Precio unitario	Pto.Equilibrio (Uds.)
1.000,00 €	300
1.500,00 €	86
2.000,00 €	50
2.500,00 €	35
3.000,00 €	27
3.500,00 €	22
4.000,00 €	19
4.500,00 €	16
5.000,00 €	14
5.500,00 €	13
6.000,00 €	12
6.500,00 €	11
7.000,00 €	10
7.500,00 €	9
8.000,00 €	8

Se ha tenido en consideración una horquilla de precio de venta entre 1.000€ y 8.000€. Se ha fijado como rango de equilibrio un precio unitario de venta de 4.000€ a 6.000€ dando como resultado una venta de simuladores de 19 a 12 respectivamente, para alcanzar el punto de equilibrio. Teniendo en cuenta los resultados anteriores se ha decidido fijar un **precio de venta de 5.299,99€** con el objetivo de lograr vender al menos **17 unidades durante el primer año**.

## 15.2 VAN Y TIR DEL PROYECTO

El Valor Actual Neto es un procedimiento que permite calcular el valor presente de un determinado número de flujos de caja futuros, originados por una inversión.

La inversión se considera aceptable cuando su VAN es mayor que cero. Si el VAN es menor que cero la inversión es rechazada.

$$VAN = -I_0 + \sum_{t=1}^n \frac{F_t}{(1+k)^t} = -I_0 + \frac{F_1}{(1+k)} + \frac{F_2}{(1+k)^2} + \dots + \frac{F_n}{(1+k)^n}$$

Se realiza el cálculo de VAN para un periodo de retorno de 1 año, con los valores obtenidos mediante el Análisis de Sensibilidad del Punto Muerto.

$$I_0 = \text{inversión inicial} = 60.000 \text{ €}$$

$$F_t = \text{Flujo de dinero en el periodo} = 17 \times (5.299,99\text{€} - 800\text{€}) = 76.499,83\text{€}$$

$$n = \text{número de periodos de tiempo} = 1 \text{ periodo}$$

$$k = \text{tipo de interés exigido o tasa de descuento} = 6,40\%$$

Una vez realizados los cálculos se obtiene un VAN para el proyecto de 11.898,34 € en un único periodo. Por lo tanto, a falta de calcular el TIR, se considera una inversión aceptable.

La Tasa Interna de Retorno (TIR) es la tasa de interés o rentabilidad que ofrece una inversión. Es decir, es el porcentaje de beneficio o pérdida que tendrá una inversión para las cantidades que no se han retirado del proyecto. También se puede definir basándonos en su cálculo, la TIR es la tasa de descuento que iguala, en el momento inicial, la corriente futura de cobros con la de pagos, generando un VAN igual a cero.

$$VAN = -I_0 + \sum_{t=1}^n \frac{F_t}{(1+TIR)^t} = -I_0 + \frac{F_1}{(1+TIR)} + \frac{F_2}{(1+TIR)^2} + \dots + \frac{F_n}{(1+TIR)^n} = 0$$

Al igualar el VAN a cero y realizar el cálculo del TIR se obtiene una rentabilidad del 27%, siendo esta muy superior a los tipos de interés que puede ofrecer cualquier otro producto bancario, esto hace que el lanzamiento de este producto al mercado sea una operación factible económicamente.

### 15.3 ESTUDIO DE VENTAS CRÍTICAS

Se ha marcado como objetivo vender 17 simuladores a un precio de venta de 5.299,99€ durante el primer periodo, sin embargo, no se puede garantizar obtener dichos resultados.

A continuación, se ha estudiado cual sería el balance de ganancias o pérdidas que se sufriría con diversos volúmenes de ventas, manteniendo el precio del producto.

Unidades vendidas reales	Flujo de dinero real	VAN	TIR
1	4.499,99 €	- 55.770,69 €	-93%
2	9.799,98 €	- 50.789,49 €	-84%
3	15.099,97 €	- 45.808,30 €	-75%
4	20.399,96 €	- 40.827,11 €	-66%
5	25.699,95 €	- 35.845,91 €	-57%
6	30.999,94 €	- 30.864,72 €	-48%
7	36.299,93 €	- 25.883,52 €	-40%
8	41.599,92 €	- 20.902,33 €	-31%
9	46.899,91 €	- 15.921,14 €	-22%
10	52.199,90 €	- 10.939,94 €	-13%
11	57.499,89 €	- 5.958,75 €	-4%
12	62.799,88 €	- 977,56 €	5%
13	68.099,87 €	4.003,64 €	13%
14	73.399,86 €	8.984,83 €	22%
15	78.699,85 €	13.966,02 €	31%
16	83.999,84 €	18.947,22 €	40%
17	89.299,83 €	23.928,41 €	49%
18	94.599,82 €	28.909,61 €	58%
19	99.899,81 €	33.890,80 €	66%
20	105.199,80 €	38.871,99 €	75%

Se deduce que la inversión **es rentable a partir de 13 unidades vendidas al año**, si se supera dicha cantidad se obtienen beneficios, sin embargo, si no se alcanza ese volumen de ventas se obtienen pérdidas.

## 16 INSTRUCCIONES DE USO

A continuación, se expone la forma de proceder para la correcta y segura utilización del simulador.

1. Verificar en vacío el correcto movimiento de todas las partes móviles del aparato con tal de detectar posibles fallos o daños que puedan afectar al estudio. Si se detectara algún fallo o daño se debe reparar con los medios y piezas adecuadas antes de proseguir con los ensayos, ya que no quedaría garantizada la exactitud de las medidas. Si se observara falta de fluidez en los movimientos se podrá utilizar un lubricante apto para este tipo de maquinaria con el fin de facilitar el deslizamiento de todas las partes y sin provocar daños o desperfectos en los huesos y prótesis a estudiar.

Una vez realizadas todas las comprobaciones iniciales se puede proseguir con el ensayo.

2. Se montarán por separado cada par de hueso y su prótesis correspondiente, asegurando su correcta fijación y posicionamiento respecto al hueso a estudiar.
3. Se colocará el húmero, junto con su prótesis, en la corredera que se mueve por la guía circular. Se debe asegurar una correcta fijación que garantice una posición fija sin movimientos no deseados. Todo ello sin interferir en el correcto deslizamiento de la corredera por la guía circular.
4. Se colocará la escápula, junto con la prótesis, sobre la plataforma giratoria del perfil del conjunto de posicionamiento en el plano alzado. Se debe asegurar una correcta fijación que garantice una posición fija sin movimientos no deseados. Todo ello sin interferir en el correcto movimiento del plano giratorio.
5. Se fijará el plato giratorio en la posición deseada.
6. Se procede a alinear el húmero y la escápula. Se debe garantizar que las dos partes de la prótesis trabajan según como están diseñadas, rodadura sin deslizamiento. Para ello se utilizarán las marcas visuales de dos hilos que marcarán el centro del arco descrito por la guía circular.
7. Una vez encontrada la posición deseada se fijará la escápula en su sitio, impidiendo que el conjunto sobre la que va montada se desplace. A su vez se dejará el húmero suelto para poder realizar el estudio.

8. Se realizarán los movimientos deseados mediante el movimiento del húmero, encontrando los puntos de interferencia de la prótesis con la escápula, estos se corresponden con los puntos que determinarán el Rango de Movilidad de la prótesis.
9. Una vez realizado el estudio se deben retirar los huesos y las prótesis con cuidado de no dañarlos.

## 17 CONCLUSIONES

Mediante la consecución de este trabajo final de grado se ha conseguido diseñar un simulador funcional de la articulación glenohumeral. No exento de mejora, el prototipo descrito en esta memoria cumple con las expectativas fijadas y se espera que con los fondos necesarios se pueda llevar a la realidad. Una vez construido se planteará su uso experimental en el Hospital Universitario de San Juan de Alicante, con el fin de seguir mejorando y optimizando el diseño.

Se ha conseguido diseñar una propuesta viable técnicamente puesto que se utilizan materiales, herramientas y técnicas de fabricación ya existentes y aún más importante el simulador es económicamente viable, permitiendo su introducción en el mercado y que sea un producto atractivo para el público al que va dirigido.

Se espera que la utilización de este simulador, primero a pequeña escala, y más tarde en un ámbito global, ayude a los diferentes equipos médicos en su labor y permita mejorar la calidad de los pacientes que sufren de esta patología.

Por parte del estudiante que ha realizado dicho trabajo, ha supuesto todo un reto poder participar en el proceso de ideación de una máquina desde prácticamente cero. Se han tenido que aplicar conocimientos aprendidos durante los cuatro años del grado, cosa que permite terminar dicho grado con un repaso general de todas las materias. Este trabajo ha ayudado a hacerse una idea de como puede ser llevar a cabo un proyecto en una empresa, estando ahora más preparado para el mundo laboral.

## 18 VISIÓN DE FUTURO

La constante evolución de las tecnologías aditivas de fabricación, así como una mayor personalización de los tratamientos médicos, ha propiciado en la actualidad la creación e ideación de soluciones a los principales problemas que plantean estos acontecimientos.

La creación de máquinas de fabricación aditiva más precisas y la creación de nuevos biomateriales, aptos para impresión 3D, están propiciando los estudios en el campo de la bioingeniería. Se hace patente el afán de los profesionales médicos de mejorar los procesos quirúrgicos, instrumentos y los diversos útiles, como pueden ser prótesis, marcapasos, etc. Estas mejoras se ven ligadas a un mayor conocimiento del paciente de forma individualizada y la creación de prótesis y demás útiles únicos.

Este trabajo ha ideado un prototipo sencillo y fácil de utilizar, pero aún queda mucho por hacer sobre él, para obtener una máquina apta para su utilización diaria. Como posibles vías de desarrollo futuras destacan la automatización de los movimientos y de las lecturas de los diversos pacientes. Actualmente con este prototipo estas tareas son manuales y en el momento que se desee un nivel de ensayos elevado, se volverá inapropiado esta forma de trabajar. Por ello se propone como solución futura la implementación de servomotores para poder manejar los diferentes ejes de la máquina y un sistema de centrado automático mediante láser. En lo referente a la toma de medidas se puede implementar un sistema de medición visual automatizado mediante una cámara; esto favorecería el estudio en movimiento permitiendo crear clips de video para su posterior estudio en el ordenador.

Otro aspecto a tener en cuenta en un futuro lejano es la realidad aumentada o realidad virtual, que permitiría simular la máquina en un entorno virtual donde poder trabajar y testar los diferentes huesos y prótesis sin tener que disponer de ellos de forma física.



*Ilustración 18-1 Realidad aumentada y servomotores, el próximo paso*

## 19 BIBLIOGRAFÍA

FAVRE, P., 2011. A MODEL TO STUDY ACTIVE SHOULDER MOTION AND STABILITY. *ETH ZURICH*, p. 139.

Favre, P., Sheikh, R., Fucentese, S. F. & Jacob, H. A., 2005. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces. *Clinical Biomechanics*, p. 12.

GROUP, M. T., 2018. *CATALOGO TÉCNICA DE PERFILES*. Troisdorf: s.n.

Kowal, C. L., 2012. Design and Implementation of a Shoulder. *Syracuse University Honors Program Capstone*, p. 44.

Li, H.-Y. y otros, 2016. Active Control with Force Sensor and Shoulder Circumduction Implemented on Exoskeleton Robot NTUH-II. *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, p. 6.

Ministerio de Sanidad, S. S. e. I., 2017. *Catálogo Nacional de Hospitales*, s.l.: Gobierno de España.

Simth, S. L., Lisa LI & Thomas, J. J., 2016. Engineering of a multi-station shoulder. *Journal og engineering in medicine*, p. 12.

Veeger, H., 2000. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal os Biomechanics*, p. 5.