



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

DISEÑO DE UN SIMULADOR DE CADERA PARA EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LAS PRÓTESIS ARTICULARES METAL-METAL

AUTOR: ARNAU GANDIA MONTES

TUTOR: ALEJANDRO RODA BUCH

COTUTOR: ANNA IGUAL MUÑOZ

Curso Académico: 2013-14

ÍNDICE DE DOCUMENTOS

DOC. MEMORIA

DOC. ANEXO

DOC. PRESUPUESTO

DOC. PLANOS

AGRADECIMIENTOS

Abans que res, m'agradaria donar les gràcies a totes aquelles persones que m'han ajudat directa o indirectament:

Als meus tutors, Àlex Roda i Anna Igual; per haver-me donat l'oportunitat de realitzar este TFG, pels coneixements transmesos i també pels no transmesos que han fet que, en paraules d'Àlex, "me buscara la vida".

En general, als professors de la ETSII que d'alguna forma m'han orientat en alguna de les parts del treball, que encara que no els nomene de forma explícita, no els puc negar un agraïment.

A Pepe Buades, per compartir la seua experiència i l'ajuda que això va suposar.

A tots els meus companys del grup V que han fet que estos últims quatre anys hagen sigut més bons del que pensava.

I per últim, a la meua companya Abigail, amb la que he compartit la major part de les hores dedicades al TFG i tot el que això comporta: els bons moments i els moments frustrants.

A tots, gràcies.

Trabajo Final de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

MEMORIA

Diseño de un simulador de cadera para el estudio biomecánico del movimiento Flexión-Extensión del comportamiento de las prótesis articulares Metal-Metal.

Arnau Gandia Montes

ÍNDICE DE LA MEMORIA

I. LISTA DE FIGURAS	3
II. LISTA DE GRÁFICOS	4
1. INTRODUCCIÓN	5
2. MOTIVACIÓN	7
3. OBJETO	9
4. ANTECEDENTES	11
4.1. La Prótesis de Cadera	11
4.1.1. La Articulación de la Cadera	11
4.1.2. Patologías	12
4.1.3. El Reemplazo Total de Cadera	15
4.1.4. Componentes de la Prótesis de Cadera	16
4.2. Principales problemas en la prótesis y materiales utilizados.....	17
4.2.1. Materiales	17
4.2.2. Pares de Fricción	19
4.2.3. La tribocorrosión en los pares metal-metal	22
4.3. Los simuladores.....	24
5. JUSTIFICACIÓN	27
6. DESARROLLO DEL SIMULADOR	29
6.1. Introducción	29
6.2. Síntesis del Mecanismo	30
6.2.1. Cinemática del Simulador y Mecanismos	30
6.2.2. Solución Cinemática para el Movimiento Flexión-Extensión	33
6.2.3. Definición de la fuerza a aplicar	34
6.3. Descripción de los Componentes del Simulador.....	36
6.3.1. Estructura	37
6.3.2. Sistema de Accionamiento.....	38
6.3.3. Sistema del Movimiento Flexión-Extensión	44
6.3.4. Celda electroquímica.....	47
6.4. Conclusión y vista al futuro	49
7. BIBLIOGRAFÍA	51

I. LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Partes de la Articulación de Cadera. (KHANUJA)	11
Figura 2: Movimientos de Flexión-Extensión, Abducción-Aducción y Rotación Externa-Interna. (Calonius, O. 2002)	12
Figura 3: A la izquierda una articulación de cadera sana, a la derecha una con Artrosis. (ZIMMER)	13
Figura 4: Fractura de cadera o cuello de fémur. (Valenzuela, A.A. 2009)	14
Figura 5: Tipos de prótesis según su anclaje al hueso: a. PTC cementada, b. PTC No cementada porosa, c. PTC Híbrida. (KHANUJA, 2006).	16
Figura 6: Componentes de una prótesis de cadera (ZIMMER).	16
Figura 7: Tipos de pares cerámicos: 1 Par cerámica-cerámica. 2 Par cerámica-Polietileno. 3 Par cerámica-metal. (ZIMMER)	20
Figura 8: Izquierda: Par metal-polietileno; derecha: Par metal-metal. (ZIMMER)	21
Figura 9: Los mecanismos de la tribocorrosión.	22
Figura 10: Evolución de la corriente respecto al tiempo durante el ensayo potencioestático. (Iguar, A. Ensayos de tribocorrosión en materiales. 2011)	23
Figura 11: Perfiles de la huella desgastada. Izquierda: Modelo en 3D. Derecha: en forma de gráfico. (Iguar, A. Ensayos de tribocorrosión en materiales. 2011)	23
Figura 12: Izquierda: tribómetro. Derecha: Celda electroquímica. (Iguar, A. Ensayos de tribocorrosión en materiales. 2011)	24
Figura 13: Izquierda: Test de fatiga del vástago y cuello femoral; Derecha: test de cabeza femoral. (ENDOLAB).....	25
Figura 14: Izquierda: tribómetro Pin-On-Disk. Derecha: Simulador de cadera de acuerdo con la ISO 14242. (ENDOLAB)	25
Figura 15: Test de corrosión de la cabeza femoral. (ENDOLAB)	26
Figura 16: Diagrama 2D Biela-Manivela-Deslizadera. (Working Model)	31
Figura 17: Diagrama 2D Yugo escocés. (Working Model).....	32
Figura 18: Diagrama Yugo escocés que simula el movimiento FE de la ISO 14242-1. (Working Model).....	33
Figura 19: Aplicación de la fuerza y variación en el tiempo durante un ciclo. ISO 14242-1	34
Figura 20: Aplicación de la fuerza de 3kN constante en nuestra simulación.	35
Figura 21: Simulador movimiento flexión-extensión para prótesis de cadera.	36
Figura 22: Croquis de la base de la estructura.....	37
Figura 23: Croquis del sistema Estructura.	38
Figura 24: Diagrama simple, vista de perfil del sistema de accionamiento.....	38
Figura 25: Izquierda: motor monofásico CA marca Alren; Derecha: Reductor marca Taüsend. (MOTELCA.ES)	40
Figura 26: Rótula con rodamientos de bolas integrado modelo TSM. (Catálogo ISB).....	41
Figura 27: Croquis de la articulación Disco-Barra Seguidor.....	42
Figura 28: Sistema de guiado lineal con recirculación de bolas. (Catálogo IBS).....	42
Figura 29: Croquis unión Seguidor-Base.	43
Figura 30: Sistema de guiado lineal con rodamientos. (Catálogo ISB)	44
Figura 31: Rótula con rodamientos de bolas integrado modelo TSF. (Catálogo ISB)	45
Figura 32: Croquis de la articulación entre el vástago y el seguidor.	46
Figura 33: Croquis de la celda electroquímica.....	47

II. LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Volumen de partículas de desgaste producidas en simuladores en los diferentes tipos de pares utilizados en las prótesis de cadera.....	21
Gráfico 2: Movimiento Flexión-Extensión propuesto por la ISO 14242-1.....	30
Gráfico 3: Respuesta cinemática del yugo escocés frente a la propuesta por la ISO 14242-1...	34

1. INTRODUCCIÓN

A día de hoy, el reemplazo total de cadera iguala en frecuencia a las enfermedades cardiovasculares. Según EUROSTAT, en 2012 solo en España, se registraron más de 46.000 reemplazos totales de cadera y se estima que cerca de 2,5 millones de personas en todo el mundo poseen actualmente una prótesis de cadera.

Desde 1923, fecha del primer intento de reemplazo total de cadera, hasta hoy, es una de las cirugías que más ha evolucionado a lo largo de la historia, tanto en términos prácticos como en lo referente al diseño, accesorios y materiales. Es por eso que puede considerarse como una operación exitosa que cumple con sus objetivos: eliminar el dolor, devolver la movilidad de la articulación y tener una duración y continuidad aceptable.

Sin embargo, quedan sin responder aún muchas preguntas respecto al diseño del implante y el material más apropiado a utilizar en cada grupo de pacientes, ya que su calidad ósea, su peso, edad, sexo y actividad física son variables que incrementan la complejidad de esta artroplastia.

El par de fricción de una prótesis es el elemento más crítico en cuanto al desgaste y duración del implante. Los más utilizados son Metal-Polietileno, Metal-Metal, Metal-Cerámica y Cerámica-Cerámica. Con el objetivo de reducir el desgaste, el peligro de aflojamiento de la prótesis y la liberación de partículas al cuerpo existen dos estrategias: una consiste en mejorar la resistencia al desgaste del polietileno y la otra es prescindir del plástico y emplear materiales alternativos. Por eso, esta última estrategia ha impulsado el desarrollo e introducción de nuevos pares cerámica-cerámica y metal-metal que están ganando de nuevo protagonismo en las intervenciones quirúrgicas.

En las prótesis metal-metal, aparte del desgaste mecánico que es causado por el contacto directo entre dos cuerpos, existe también otro tipo de desgaste: la tribocorrosión, un proceso de degradación donde se produce simultáneamente desgaste y corrosión y ocurre cuando dos metales están en contacto e inmersos en un medio corrosivo. Este fenómeno afecta tanto a la duración de la prótesis como a la salud de la persona que la lleva implantada por la liberación de partículas e iones metálicos. Por eso, la investigación en este campo es clave para identificar y desarrollar materiales que tengan una mejor respuesta frente a la tribocorrosión.

Para analizar el efecto de la tribocorrosión en los pares metal-metal se requiere un tipo de simulador más específico ya que los simuladores de prótesis de cadera convencionales estudian la resistencia mecánica y desgaste de los componentes. Bajo este contexto, se ha llevado a cabo este trabajo para diseñar un simulador centrado especialmente en este fenómeno que ayudará a comprender mejor el comportamiento de los materiales utilizados en las prótesis después de un determinado tiempo de uso bajo las condiciones cinemáticas y dinámicas que soporta la articulación de la cadera.

2. MOTIVACIÓN

Los hechos que han motivado la elección de este trabajo han sido:

Por una parte, la realización de este trabajo me permitirá obtener el título de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales, y por otra parte, la temática del trabajo fue lo que más llamó mi atención ya que significaba para mí un doble reto: Primero, aprender a desarrollar desde cero todo un sistema mecánico capaz de simular los movimientos de la articulación de la cadera para la investigación de los materiales usados en implantes para el cuerpo humano. Y segundo, tener que aprender conocimientos ajenos al grado como la biomecánica de las articulaciones para poder comprender mejor el funcionamiento de la cadera y por supuesto, poner en práctica los diferentes conocimientos tecnológicos aprendidos.

Todo esto siempre con la esperanza de que la realización de este trabajo me ayudaría a tener más confianza en mis capacidades adquiridas durante el grado y sobretodo las adquiridas durante estos últimos meses con el TFG.

3. OBJETO

El objetivo del trabajo es el diseño de un simulador del movimiento flexión-extensión de una prótesis de cadera mediante un mecanismo plano y conceptualmente sencillo, para estudiar y analizar el fenómeno de la tribocorrosión que sufre el acetábulo y la cabeza del fémur de las prótesis Metal-Metal.

El diseño del simulador en este TFG se centra en las fases previas a su construcción. Se dará máxima importancia a la cinemática del movimiento flexión-extensión de la articulación y a partir del análisis dinámico y se calcularán los componentes principales del simulador.

La cinemática del mecanismo seguirá la propuesta por la norma ISO 14242-1 y la fuerza aplicada será constante.

4. ANTECEDENTES

4.1. La Prótesis de Cadera

4.1.1. La Articulación de la Cadera

La articulación de la cadera o coxofemoral es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano ya que une la pelvis con el fémur y esto se traduce en la unión del tronco con las extremidades inferiores.

Está principalmente compuesta por (Figura 1):

- Acetábulo: situado en la cara externa de la pelvis con superficie cóncava.
- Cabeza del fémur: superficie convexa, casi la totalidad de una esfera. Se une al resto del hueso por el cuello del fémur.
- Cápsula articular: constituida por una cámara fibrosa de tejido conjuntivo que rodea externamente los componentes de la articulación de la cadera y está recubierta por una fina capa de líquido sinovial.
- Membrana sinovial: envuelve toda la articulación y produce el líquido sinovial. Facilita los movimientos entre las superficies de los dos huesos.
- Ligamentos: se originan a partir de las partes espesas de la cápsula articular. Su función es darle solidez y estabilidad a la articulación.

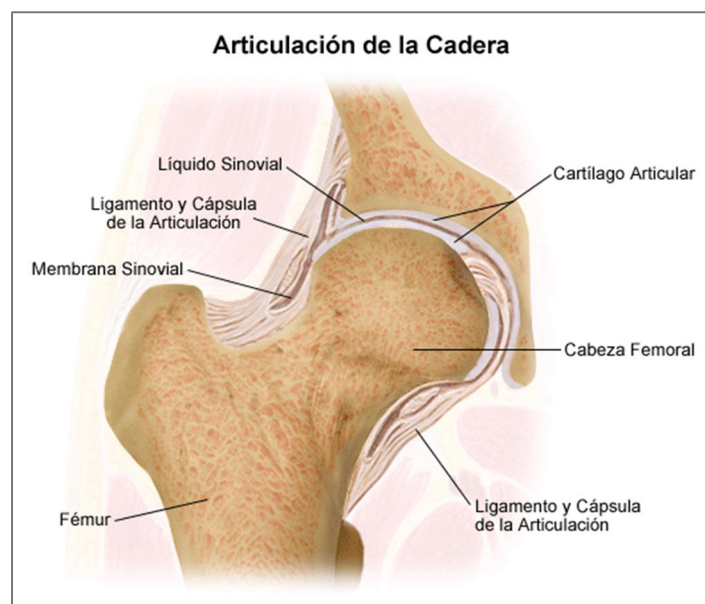


Figura 1: Partes de la Articulación de Cadera. (KHANUJA)

Gracias a la cadera, es posible realizar distintos movimientos en los tres planos: Flexión-Extensión, Abducción-Aducción y rotación externa-interna. (Figura 2)

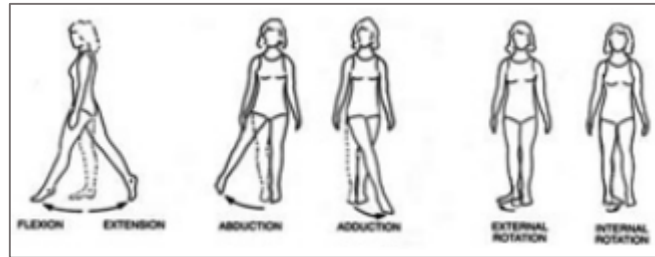


Figura 2: Movimientos de Flexión-Extensión, Abducción-Aducción y Rotación Externa-Interna. (Colonius, O. 2002)

Aparte de permitir realizar estos movimientos, sus requisitos mecánicos son muy concretos. La articulación debe ser capaz no solo de sostener el peso entero del cuerpo, como estar de pie sobre una pierna, sino también transferir este peso con estabilidad sobre todo durante el movimiento, como se produce al caminar o correr.

4.1.2. Patologías

Como en cualquier parte del cuerpo humano, la articulación de cadera puede verse afectada por enfermedades. Las principales patologías que le afectan son: Artrosis de cadera o coxartrosis, fractura de cadera, artritis de cadera y displasia congénita de cadera.

-Artrosis de cadera o Coxartrosis. (Figura 3) Es una enfermedad degenerativa de las articulaciones. Consiste en la pérdida del cartílago articular y deformación de la articulación. Es frecuente en personas mayores de 50 años y, una vez contraída, es difícil de frenar. Según las estadísticas del Ministerio de Salud, afecta casi por igual tanto a hombres y mujeres y su incidencia aumenta de forma exponencial a partir de los 45 años.

En el 2011 se registraron 17.821 altas en el sistema nacional de salud por artrosis de cadera, no obstante este dato no es representativo con respecto al total de personas que sufren esta enfermedad puesto que estos datos solo reflejan el número de altas en los hospitales, es decir, personas que ingresan en un hospital por complicaciones, una molestia excesiva o dolor. Aun así se observa un incremento interanual aproximadamente de un 2% en la incidencia y un 22,2% más de casos que respecto al año 2001. Al afectar a personas más mayores, el envejecimiento de la población puede ser la causa de este incremento (Ver apartado 1.3 del documento ANEXO para más detalle).

El principal síntoma que produce es dolor que se localiza en la ingle y a veces se irradia a la rodilla. Más adelante limita la capacidad de movimiento y finalmente dificulta enormemente el movimiento normal. Se trata mediante medicamentos o ejercicio físico; no obstante, y en fases avanzadas, se sustituye la articulación por una prótesis de cadera.

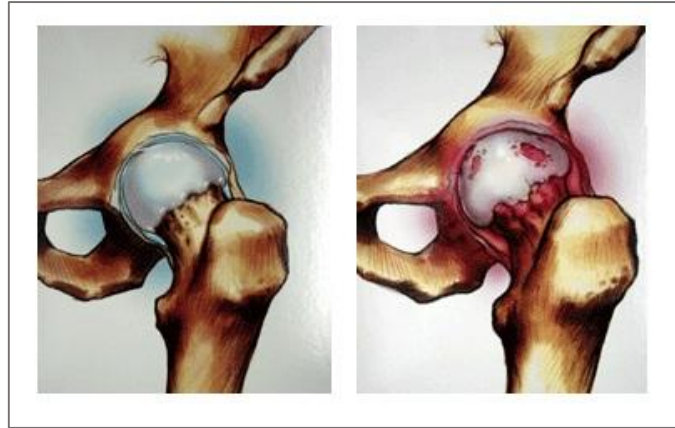


Figura 3: A la izquierda una articulación de cadera sana, a la derecha una con Artrosis. (ZIMMER)

-Fractura de cadera. (Figura 4) La fractura del cuello femoral, o más conocida como fractura de cadera, es un importante problema de salud pública en España y en el resto del mundo occidental actual. Afecta principalmente a la población anciana y comporta un incremento de la morbilidad, mortalidad, deterioro físico, costes y aumenta el grado de dependencia de las personas afectadas.

El 2012, en España, se registraron un total de 66.049 altas hospitalarias por fractura del cuello femoral y comparado con los datos de los años anteriores se observa un incremento en la incidencia, una media de un 1,2% interanual. Esto se debe principalmente al envejecimiento de la población causado por el descenso de nacimientos y el aumento sostenido de la esperanza de vida.

Los factores más importantes que explican la alta incidencia de esta fractura en ancianos son las caídas y la osteoporosis. Por eso, en el 2012, casi un 90% del total del número de fracturas de cadera ocurren en personas mayores de 65 años y la incidencia aumenta de forma exponencial a partir de esa edad, de 144 casos por cada 100.000 habitantes en menores de 65 a 2.116 casos por 100.000 habitantes entre 85 y 89 años y más de 3.000 casos por 100.000 habitantes en mayores de 95 años.

Entre sexos también aparece una importante variabilidad. Las mujeres son más propensas a la osteoporosis. Por eso, casi un 75%, 3 de cada 4 casos, se dan en mujeres, y esta proporción se ha mantenido durante estos últimos años.

(Ver apartado 1.2 del documento ANEXO para más detalle)

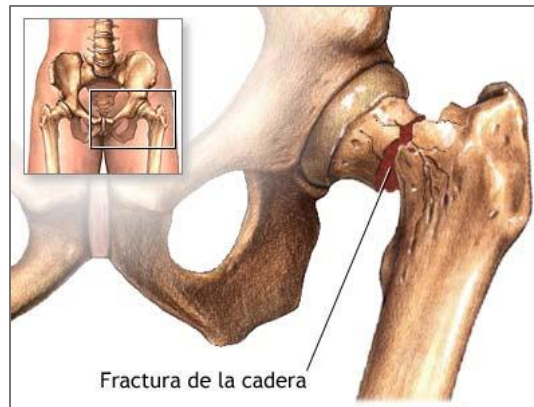


Figura 4: Fractura de cadera o cuello de fémur. (Valenzuela, A.A. 2009)

-Artritis de cadera. La artritis de la cadera es una enfermedad inflamatoria de actuación lenta y progresiva que erosiona y destruye el cartílago articular que recubre la articulación de la cadera. A medida que el cartílago se erosiona lentamente, la articulación de la cadera pierde su flexibilidad natural y la facilidad de movimiento. Comúnmente se relaciona con personas mayores de 50 años aunque cualquiera puede sufrirla. El sobrepeso, una vida sedentaria o un posible traumatismo en la cadera también son factores que influyen. A veces, la artritis está ocasionada por un proceso infeccioso ya sea derivado de la implantación de una prótesis o de infecciones que afectan al hueso, por ejemplo, osteomielitis.

Algunos de los síntomas comunes de la artritis de cadera son: dolor durante las actividades, la movilidad limitada debido al dolor y la rigidez de las articulaciones, rigidez en las caderas y la necesidad de cojera al caminar.

-Displasia de cadera. La displasia de cadera es el desarrollo anormal de la unión que hay entre la cabeza del fémur y el acetábulo. Como consecuencia se produce un desplazamiento de la cabeza del fémur hacia fuera. La frecuencia de esta enfermedad es aproximadamente de un 1,5% de casos en nacimientos.

No se sabe con certeza la causa pero se ha asociado con la falta de fuerza de los ligamentos inducida por las hormonas maternas, escasez de líquido amniótico durante el embarazo, mala postura del feto en el útero materno, carácter hereditario, etc. Se ha observado que el sexo femenino está más predispuesto a sufrir esta enfermedad.

Las enfermedades anteriormente citadas pueden alterar el funcionamiento normal y los componentes naturales de la articulación impidiendo que cumpla su función principal. Cuando esto ocurre se puede cambiar la articulación por una prótesis de cadera artificial por medio de un procedimiento denominado artroplastia o reemplazo total de cadera.

4.1.3. El Reemplazo Total de Cadera

El reemplazo total de cadera o artroplastia de cadera es una operación quirúrgica cuyo objetivo es sustituir total o parcialmente la articulación de la cadera dañada por un implante artificial llamado prótesis. Su objetivo es aumentar la movilidad, aliviar el dolor producido por las enfermedades y mejorar la función de la articulación de la cadera.

Hay dos tipos de tipos de artroplastias, primaria o de revisión. La primaria se refiere cuando se reemplaza la articulación por primera vez, en cambio en la artroplastia de revisión se reemplaza parte o toda la prótesis implantada anteriormente por algún motivo que impide seguir utilizándola.

Respecto a la operación quirúrgica, la fijación de la prótesis al hueso puede ser primaria y secundaria. La fijación primaria es el anclaje que se produce entre la prótesis y el hueso en el momento de la cirugía. Sin embargo, la fijación secundaria es el anclaje de la prótesis al hueso por crecimiento óseo sobre la superficie del implante.

Mientras que para la fijación secundaria la prótesis es dotada de superficies rugosas con materiales osteo-conductores para favorecer la fijación, para la fijación primaria aparecen los tres primeros tipos de artroplastia o prótesis: Cementadas, no cementadas o híbridas (Ver Figura 5).

-Artroplastia de cadera cementada. Se utiliza un cemento óseo que llena el espacio entre el hueso y la superficie de la prótesis y contribuye a la estabilidad de la misma. El cemento está compuesto por un polímero, usualmente polimetilmetacrilato (PMMA) que cuando se endurece forma una unión sólida entre la prótesis y el fémur.

Sus principales ventajas son la reducción del dolor postoperatorio y mayor tolerancia a pequeños desvíos de posición de los componentes de la prótesis, pero sus desventajas son el efecto tóxico del cemento y la formación y progresión de fisuras y fracturas a causa de la baja resistencia mecánica y el coeficiente de elasticidad del cemento en relación al hueso.

Por eso, este tipo de artroplastia está recomendada a personas mayores de 60 años con baja actividad física y mucha menos densidad ósea pues es donde se registra el mayor éxito a largo plazo ante problemas de aflojamiento.

-Artroplastia de cadera no cementada. Estos implantes no cementados han sido diseñados para ser insertados dentro del fémur y están preparados para que encajen perfectamente dentro de él sin necesidad de cemento óseo. Los vástagos de anclaje se introducen mediante componentes a presión o por superficies porosas diseñadas para interactuar con el hueso y permitir que crezca dentro de esa superficie.

Los componentes del acetábulo con tornillos también fueron desarrollados para aumentar el área de contacto superficial de la prótesis para la fijación con el hueso. Esto permite mejorar la estabilidad y evitar micro-movimientos.

Este tipo de artroplastia es común en pacientes jóvenes o con edades inferiores a los 55 años ya que de acuerdo con su alta actividad física y calidad de los huesos tiene menor tasa de aflojamiento que la prótesis cementada.

-Artroplastia de cadera híbrida. Nace de la combinación de los dos métodos de fijación anteriores. El componente acetabular se inserta sin cemento (superficies porosas y presión o tornillos de anclaje) y el vástago se fija con cemento óseo. Fue desarrollada para aumentar la durabilidad de la fijación y su vida útil. Muy implementada en pacientes de edad media con patologías que afectan principalmente a la cabeza del fémur.

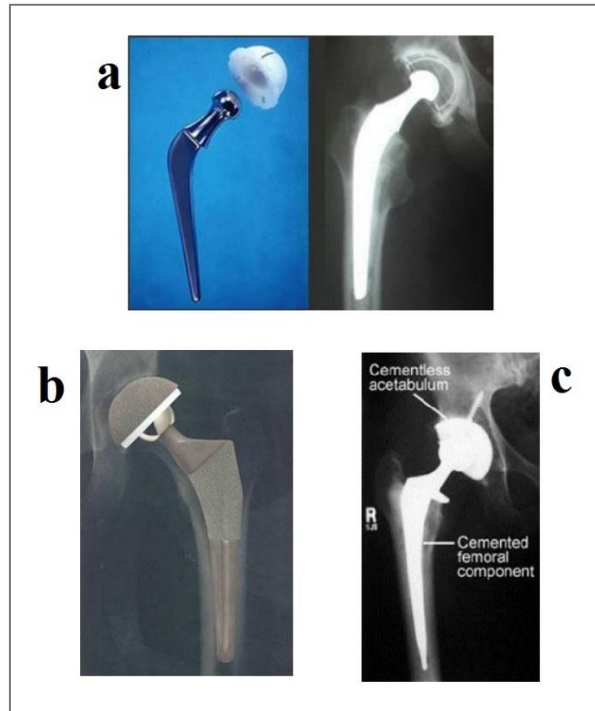


Figura 5: Tipos de prótesis según su anclaje al hueso: a. PTC cementada, b. PTC No cementada porosa, c. PTC Híbrida. (KHANUJA, 2006).

4.1.4. Componentes de la Prótesis de Cadera

Los componentes de una prótesis de cadera son: vástago, cabeza femoral, forro y copa acetabular (Figura 6). La cabeza femoral junto con el forro configura lo que se conoce como el par de la prótesis de cadera.

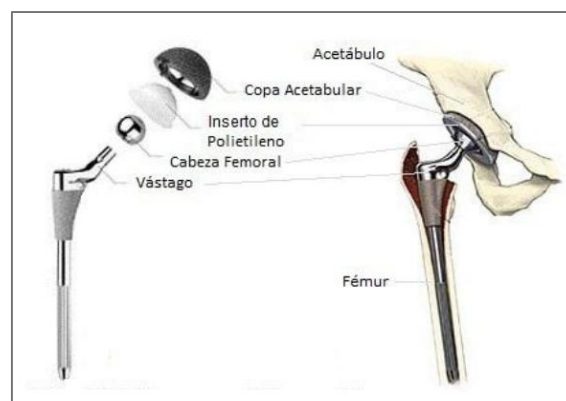


Figura 6: Componentes de una prótesis de cadera (ZIMMER).

- Vástago: Cuerpo metálico que va introducido dentro del fémur. Debe de ser resistente y capaz de soportar las cargas que se generan en los movimientos de la cadera.
- Cabeza femoral: Esfera que reemplazará la cabeza del fémur. Se requiere un material que permita crear una superficie muy lisa para minimizar el desgaste. Se suelen utilizar materiales cerámicos o metales.
- Forro o Inserto: Se encuentra entre la cabeza femoral y la copa acetabular encajando con ella. Se utiliza cerámica, materiales plásticos de alta densidad o metales.
- Copa acetabular: Reemplaza al acetábulo natural de la articulación de la cadera. Generalmente hecho de metal para garantizar una buena resistencia a la trasmisión de esfuerzos.

A continuación se explicarán los principales problemas que sufre una prótesis de cadera y se expondrán los diferentes tipos de materiales utilizados para sus componentes, así como los distintos tipos de pares posibles, siendo esto último lo más importante ya que el simulador de este trabajo se centra en el análisis del desgaste en los pares de la prótesis, concretamente en el par metal-metal.

4.2. Principales problemas en la prótesis y materiales utilizados

Los principales problemas o complicaciones a los que se somete la prótesis de cadera son: infección, aflojamiento o rotura de los componentes, fractura ósea en la zona del implante, desgaste de los componentes ya sea por fricción o corrosión y posible liberación de partículas al medio biológico, siendo el caso más importante la liberación de iones metálicos en la sangre.

En general, estas complicaciones dependen del material empleado y condiciona, junto con la técnica quirúrgica, la duración de la prótesis de cadera. Por eso, los materiales que se utilizan en la fabricación de las prótesis se seleccionan a partir de sus propiedades tribológicas (desgaste, fricción y lubricación), mecánicas, composición química, además de otros aspectos como que sean ligeros, fáciles de fabricar, propiedades estables en el tiempo y alta resistencia a la corrosión y a la fatiga.

4.2.1. Materiales

De forma general se van a enumerar los distintos materiales con los que se fabrican los componentes de la prótesis de cadera: materiales metálicos, cerámicos y poliméricos.

Materiales metálicos

Los metales más utilizados en las prótesis son: Acero inoxidable, aleaciones cromo-cobalto y el titanio y sus aleaciones.

Las especificaciones requeridas a los metales para los implantes están descritas en las normas ATSM F2068 y ASTM F2091 o en la ISO 7206.

Acero Inoxidable: Los aceros inoxidable para prótesis son aleaciones de hierro, cromo y níquel además de otros elementos en menor proporción como el molibdeno, silicio, sobre, manganeso, nitrógeno, fósforo, azufre y carbono. Este acero es resistente a la corrosión ya que el cromo reacciona con el oxígeno y crea una capa pasiva que protege de la corrosión al hierro.

Como máximo debe de contener un 0,03% de carbono para evitar la precipitación de los carburos de cromo y mejorar la resistencia a la corrosión. No obstante, estos implantes siguen siendo susceptibles de sufrir corrosión, sobretodo en elementos como tornillos, placas o lugares donde hay diferencia de composición química y se producen grietas, picaduras o corrosión galvánica por reacciones electrolíticas. Por eso, estos tipos de prótesis son más adecuadas para reemplazos temporales que serán posteriormente cambiados.

Titanio y sus aleaciones: El titanio forma una capa pasiva de óxido, TiO_2 y esto lo convierte en un metal con una resistencia a la corrosión muy alta, más que el acero inoxidable y las aleaciones Co-Cr. Además presenta un módulo de elasticidad próximo al del hueso humano. Sin embargo, tiene una baja resistencia al desgaste, cuesta fabricar piezas con este metal ya que su fundición necesita una atmosfera inerte de oxígeno y el vanadio presente en algunas aleaciones es tóxico.

La utilización de titanio en los acetábulos y vástagos de las prótesis no cementadas consigue una mejor osteointegración y por tanto un menor índice de aflojamiento.

Aleaciones Cromo-Cobalto: Su uso en prótesis es común por su alta tenacidad, alta resistencia a la corrosión y por no ser magnético. Se componen principalmente de cromo y cobalto y se utiliza molibdeno o wolframio en algunas aleaciones, siendo la más utilizada la formada por Cr-Co-Mo.

La presencia de cromo en la estructura de la aleación le otorga alta resistencia al desgaste y a la corrosión por picaduras aunque es propensa a la corrosión por grietas. El cobalto contribuye a darle alta resistencia mecánica y el níquel aumenta la resistencia a la corrosión pero a la vez implica un mayor coeficiente de fricción y la liberación de partículas e iones metálicos potencialmente tóxicos. Por esa razón no se recomienda el uso de estos componentes en prótesis de larga duración.

Materiales Cerámicos

La alúmina y la zirconia son los principales materiales cerámicos utilizados en la superficie de contacto de los componentes de la prótesis de cadera por su altísima resistencia al desgaste y a daños en superficie, como los arañazos. Esto se consigue por la facilidad para fabricar componentes con excelentes acabados de superficie y con cero porosidad. Además tienen resistencia a la oxidación, alta rigidez y su composición mineral es parecida a la del hueso.

Se recomiendan a pacientes con buena calidad ósea y físicamente activos. No obstante la fragilidad de los materiales cerámicos debe tenerse en cuenta, ya que estos no se deforman como los plásticos o metales y no poseen un módulo de elasticidad similar al del hueso, por lo que el riesgo de aflojamiento es mayor y hay posibilidad, aunque muy baja, de fractura de la cabeza femoral, que dificultaría una cirugía de revisión.

Materiales Poliméricos

Son muy utilizados en la artroplastia de cadera como material de relleno y cementación entre las superficies del implante y del hueso de las prótesis cementadas. También se utilizan para fabricar componentes protésicos. El polímero más empleado es el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), que posee un alto límite elástico, elevada deformación antes de rotura, una notable resistencia al desgaste y bajo costo de procesamiento. Sin embargo a lo largo del tiempo se generan bastantes partículas por fricción y produce aflojamiento de la prótesis.

4.2.2. Pares de Fricción

En cuanto a problemas en la prótesis de cadera, el par de fricción es el elemento más crítico. Lo forma la unión de la cabeza femoral con la copa acetabular y el inserto. Para lograr el éxito a largo plazo del reemplazo de cadera se debe elegir el par de fricción de acuerdo a unos factores como la edad del paciente, calidad ósea, actividad física y también el coste del implante.

Existen los siguientes tipos de pares: cerámica-cerámica, cerámica-polietileno, cerámica-metal, metal-polietileno y metal-metal.

El objetivo de estas combinaciones es reducir el desgaste al mínimo, para evitar los problemas de aflojamiento, liberación de partículas que pueda derivar en osteólisis cualquier otro motivo que obligue a realizar una cirugía de revisión.

Par cerámica-cerámica: En estas articulaciones, la copa acetabular y la cabeza femoral son fabricadas con materiales cerámicos (Ver figura 7).

Estos pares tienen la menor tasa de desgaste frente a los otros tipos (ver gráfico 1). Como consecuencia, hay un menor riesgo de aflojamiento del implante. Por lo tanto se recomienda la aplicación de estos pares en pacientes jóvenes y físicamente activos y también a mujeres en edad fértil y personas con problemas renales, ya que no se liberan iones metálicos. Sin embargo, los pares cerámica-cerámica no son tan utilizados al no poseer un módulo de elasticidad similar al hueso, el riesgo de fractura y por su alto coste.

A pesar de estos posibles riesgos, la duración de la prótesis con este par está entre los 10-20 años.

Par cerámica-polietileno: Las ventajas de la utilización de materiales cerámicos y poliméricos en los componentes protésicos impulsaron la fabricación y uso de este tipo de par (ver Figura 7).

Con la cabeza femoral de cerámica y el inserto de polietileno se reduce significativamente el desgaste en comparación con el par metal-polietileno (Ver gráfico 1). La toxicidad de las partículas de alúmina es menor que las metálicas y la duración de la prótesis suele estar entre los 10-15 años con una probabilidad del 90%.

Par cerámica-metal: Estas prótesis son relativamente nuevas y aunque no existen aún suficientes estudios para poder determinar ventajas y desventajas, algunos laboratorios han detectado que la fricción y desgaste es menor que en los pares metal-metal, con resultados

similares a los pares cerámica-cerámica y con una liberación de iones metálicos también inferior a los pares metal-metal (Ver figura 7).



Figura 7: Tipos de pares cerámicos: 1 Par cerámica-cerámica. 2 Par cerámica-Polietileno. 3 Par cerámica-metal. (ZIMMER)

Par metal-polietileno: Prótesis con inserto de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y cabeza femoral metálica (Ver figura 8).

Actualmente son las prótesis más utilizadas en el reemplazo total de cadera. Tienen la mayor tasa de desgaste comparado con los otros tipos de pares (Ver gráfico 1) y la fricción con el componente metálico libera partículas que puede generar enfermedades. La utilización de nuevos polietilenos de ultra peso molecular altamente entrecruzados está consiguiendo unas tasas de fricción más bajas y por lo tanto disminuyendo la liberación de partículas. Además, el procesamiento de los materiales poliméricos para los componentes protésicos es menos costoso que los metales y, sobretodo, que los cerámicos.

Por su elevado desgaste, no suele implantarse en pacientes jóvenes y físicamente activos.

Par metal-metal: En esta combinación tanto la cabeza femoral como el inserto son fabricados utilizando metales (ver figura 8).

Las principales ventajas del par metal-metal son la baja tasa de desgaste (Gráfico 1) y el uso de cabezas femorales más grandes comparado con el par metal-polietileno.

Algunos estudios han demostrado que el aumento del tamaño de la cabeza femoral disminuye la tasa de desgaste y de nuevo ha despertado el interés hacia las articulaciones metal-metal en el reemplazo total de cadera con un resurgir de la investigación y desarrollo de este tipo de par.

Sin embargo, la alta duración de este par aumenta las posibilidades de desarrollar una hipersensibilidad retardada en el paciente y presentar alto nivel de iones metálicos en sangre.

La aplicación de esta prótesis suele estar indicada para pacientes jóvenes pero no se recomienda a pacientes con problemas renales, ancianos o mujeres con edad fértil.

El contacto metal-metal junto con un medio acuoso genera un tipo de desgaste llamado tribocorrosión. A causa del nuevo interés en estos tipos de pares, algunos equipos de investigación se han centrado en este fenómeno que va a detallarse en el siguiente punto. Es por ello que el objetivo del simulador propuesto en el desarrollo de este trabajo se centra en el estudio del comportamiento del par metal-metal.



Figura 8: Izquierda: Par metal-polietileno; derecha: Par metal-metal. (ZIMMER)

Finalmente y como resumen, el gráfico 1 muestra el desgaste en los diferentes pares en las prótesis de cadera. El desgaste se muestra como tasa de desgaste volumétrico en un año de uso de la prótesis.

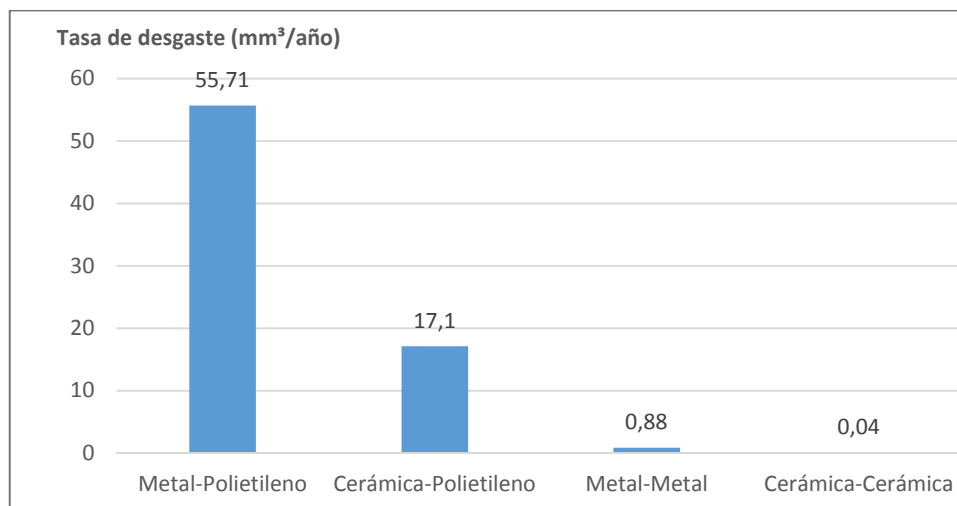


Gráfico 1: Volumen de partículas de desgaste producidas en simuladores en los diferentes tipos de pares utilizados en las prótesis de cadera.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos de la tesis " Panorama en cuanto al uso de prótesis total de cadera en los hospitales del IPS", BARÚA, C.N (2011).

4.2.3. La tribocorrosión en los pares metal-metal

Los problemas asociados a los materiales metálicos en contacto con otro cuerpo son: el desgaste mecánico y la corrosión.

En el desgaste mecánico se pierde material de la superficie del metal como resultado del rozamiento de superficies entre dos metales mientras que la corrosión es un proceso electroquímico donde se pierde material o se disuelve cuando este está en contacto con otro metal diferente y ambos están inmersos en un electrólito o medio acuoso.

En nuestro caso, las prótesis metal-metal, aparece un tercer fenómeno llamado tribocorrosión.

La tribocorrosión es un proceso de degradación que combina simultáneamente desgaste mecánico y corrosión. Aparece cuando dos metales están en contacto con rozamiento e inmersos en un medio corrosivo. Además, los efectos son sinérgicos, es decir, el efecto combinado de ambas degradaciones de manera simultánea es mayor que la suma de los efectos por separado.

El proceso de la tribocorrosión en las prótesis es el siguiente:

Algunos metales, cuando entran en contacto con el oxígeno, forman una película de óxido sobre la superficie llamada capa pasiva que protege al metal de la corrosión. Si el metal está en contacto tribológico con otro metal, el rozamiento arranca parte de la capa de pasivación dejando expuesto el metal a los agentes corrosivos antes de que se recupere de nuevo la capa pasiva. Entonces, la pérdida de volumen del material es doble: por una parte, se pierde material por la liberación de iones metálicos en la corrosión activada por el desgaste y, por la otra, se desprenden partículas metálicas por el rozamiento. (Ver figura 9)

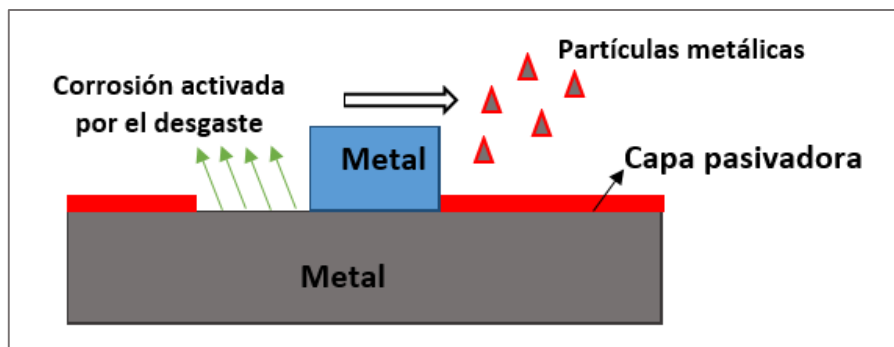


Figura 9: Los mecanismos de la tribocorrosión.

Para poder medir el volumen total desgastado por el proceso de tribocorrosión puede utilizarse el modelo de Uhlig que lo determina mediante la siguiente ecuación:

$$V_{tot} = V_{quim} + V_{mec}$$

donde V_{quim} representa el volumen que se ha disuelto por la oxidación anódica y V_{mec} el volumen eliminado por el desgaste mecánico.

Para medir el V_{quim} se hacen ensayos potencioestáticos, donde se registra la diferencia de la corriente anódica. Utilizando la ley de Faraday:

$$V_{quim} = \frac{Q \cdot M}{n \cdot F \cdot \rho}$$

Donde Q es la carga trasferida que se obtiene a partir de la integración de la corriente anódica que se ha medido durante el tiempo que dura el ensayo, M es el peso atómico del metal, F la constante de Faraday, n la valencia del metal y ρ la densidad del material (ver figura 10).

Para medir V_{tot} se recurre a la microscopía confocal, donde se mide el perfil en varios puntos de la huella formada por la tribocorrosión y se determina el promedio del área perdida (ver figura 11).

Finalmente el V_{mec} se puede obtener a partir de la diferencia de los otros volúmenes y se puede relacionar el porcentaje de volumen químico y mecánico perdido respecto al total.

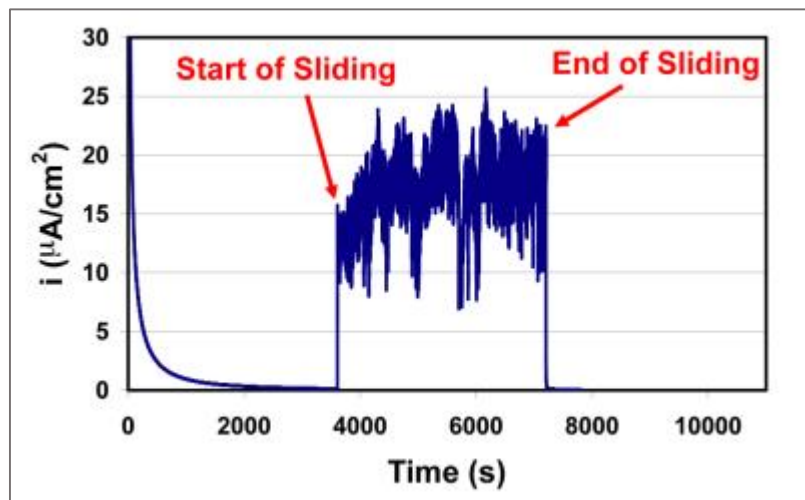


Figura 10: Evolución de la corriente respecto al tiempo durante el ensayo potioestático. (Igal, A. Ensayos de tribocorrosión en materiales. 2011)

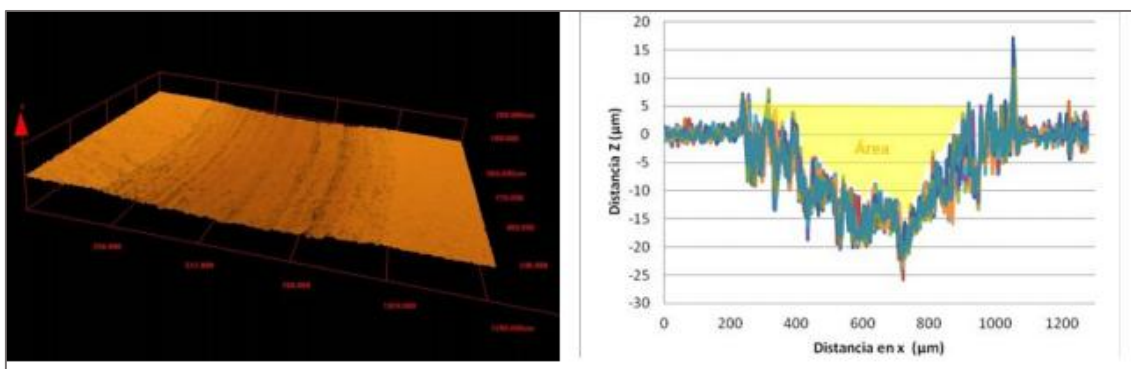


Figura 11: Perfiles de la huella desgastada. Izquierda: Modelo en 3D. Derecha: en forma de gráfico. (Igal, A. Ensayos de tribocorrosión en materiales. 2011)

Para poder llevar a cabo los ensayos de tribocorrosión se utiliza la combinación de un tribómetro con una celda electroquímica conectada a un potenciostato-analizador de frecuencias (ver Figura 12). Como la celda electroquímica forma parte del tribómetro, se pueden aplicar los procesos electroquímicos sobre el metal a la vez del ensayo tribológico.

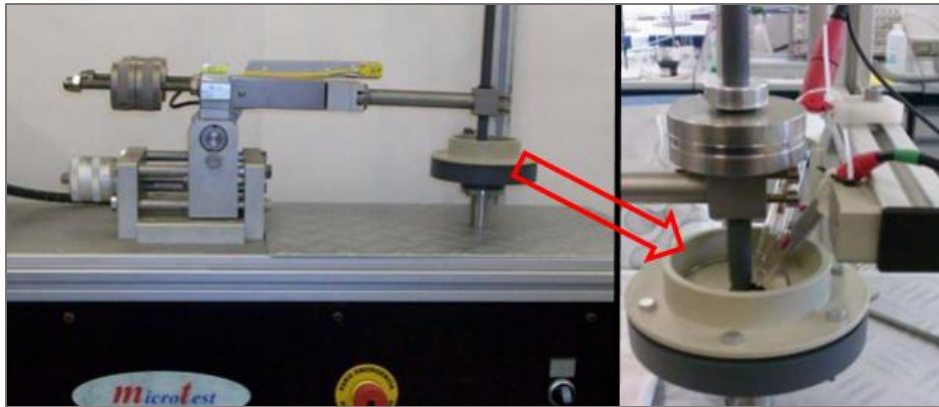


Figura 12: Izquierda: tribómetro. Derecha: Celda electroquímica. (Iguual, A. Ensayos de tribocorrosión en materiales. 2011)

4.3. Los simuladores

Los simuladores de cadera son mecanismos creados para analizar la respuesta de las prótesis a determinados factores y exigencias con tal de comprobar la durabilidad y calidad del implante. Se reproducen condiciones de carga variables y movimientos en tres dimensiones en las superficies de contacto de la prótesis en condiciones extremas o imitando las condiciones de la cadera humana.

Estos simuladores se han convertido en una importante herramienta tanto para la investigación como para comprobar la seguridad del implante minimizando los riesgos para el paciente. Además, proporcionan mucha información para mejorar el diseño de las nuevas prótesis y la utilización de nuevos materiales. Por este motivo no hay mucha información detallada sobre los tipos de simuladores y cómo funcionan, ya que está en investigación continua y los laboratorios se reservan la información.

En general hay tres grandes tipos de simuladores:

- Simuladores que comprueban la resistencia de los componentes de la prótesis.
Se ensaya la resistencia mecánica y a fatiga de cada uno de los componentes por separado o en conjunto. Suelen seguir la norma ISO 7206 para aplicar las condiciones de carga y movimiento. Por ejemplo, existe el test de fatiga del vástago y el test de cabeza femoral (ver figura 13).

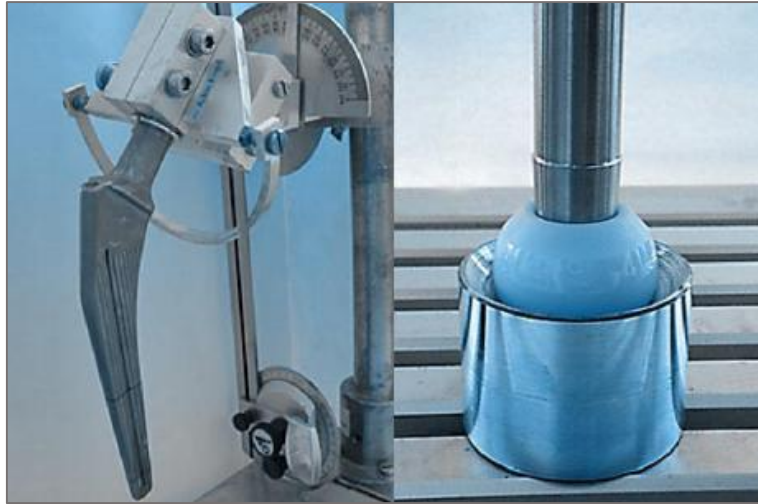


Figura 13: Izquierda: Test de fatiga del vástago y cuello femoral; Derecha: test de cabeza femoral. (ENDOLAB)

- Simuladores de desgaste. Por una parte dentro de este grupo, existen los tribómetros (ver figura 14), que son máquinas que estudian el desgaste de los materiales haciendo que roce una bola o una varilla de un metal sobre un disco de otro metal (Tipo Ball-on-Disk o Pin-on-Disk), y por otra parte existen los simuladores de desgaste de cadera, que son mecanismos mucho más complejos que imitan los movimientos y la distribución de cargas de la articulación de una cadera con tal de analizar el desgaste de la prótesis en condiciones más reales (ver figura 14). Un ejemplo sería los simuladores de cadera que siguen la norma ISO 14242 donde se ensaya una prótesis con unas determinadas condiciones dinámicas, cinemáticas y químicas.



Figura 14: Izquierda: tribómetro Pin-On-Disk. Derecha: Simulador de cadera de acuerdo con la ISO 14242. (ENDOLAB)

- Simuladores de corrosión. Mediante una celda electroquímica se puede estudiar la corrosión que sufren dos metales distintos inmersos en un ambiente corrosivo. En el caso de la prótesis se estudia la corrosión que sufren los distintos componentes en contacto con medios acuosos como, por ejemplo, el líquido sinovial del cuerpo humano, que para los ensayos de prótesis se utiliza el suero fetal bovino, según la ISO 14242 (ver figura 15).



Figura 15: Test de corrosión de la cabeza femoral. (ENDOLAB)

5. JUSTIFICACIÓN

Como ya se ha visto, el fenómeno de la tribocorrosión juega un papel importante en el desgaste de la prótesis metal-metal y es objeto de estudio en muchos equipos de investigación.

Sin embargo, los simuladores convencionales no satisfacen las necesidades de estos equipos de investigación ya que para poder analizar el proceso de tribocorrosión en los pares metal-metal se requiere un mecanismo simulador más específico, donde se pueda estudiar este fenómeno con un par de prótesis sometido a la dinámica y cinemática de la articulación de una cadera, pero con la posibilidad de variar estas características con tal de observar en detalle la relación del proceso de tribocorrosión con la carga aplicada o con la cinemática adoptada.

Bajo este contexto se justifica la realización del presente trabajo final de grado.

6. DESARROLLO DEL SIMULADOR

6.1. Introducción

Como se ha dicho en el objeto del proyecto, es necesario desarrollar un simulador de prótesis de cadera mediante mecanismos sencillos para analizar en detalle el fenómeno de la triborocorrosión en las prótesis de cadera metal-metal. Para ello se propone un mecanismo que simule el movimiento Flexión-Extensión propuesto por la norma ISO 14242-1, un recipiente que albergue la copa acetabular y la cabeza del fémur de la prótesis junto con el electrolito y los instrumentos necesarios para hacer el ensayo electroquímico.

El esquema de lo que se va a desarrollar a continuación es el siguiente:

- Síntesis del mecanismo. Se analizará la cinemática del simulador de acuerdo con la ISO 14242-1 y se buscará un mecanismo simple capaz de imitarla. También se planteará la fuerza a aplicar como representativa de la carga de la cadera.
- Descripción de los componentes del simulador. Se describirán de forma detallada los sistemas del simulador y sus componentes.
- Conclusión y vista al futuro. Se hará una conclusión final del simulador y se plantearán algunas hipótesis con vista al futuro del simulador.

6.2. Síntesis del Mecanismo

6.2.1 Cinemática del Simulador y Mecanismos

Se busca un mecanismo simple que imite el movimiento flexión-extensión propuesto por la ISO 14242-1. Debe ser capaz de generar los movimientos angulares del componente femoral mostrados en el gráfico 2 con el eje de ordenadas representando el ángulo de flexión extensión con una desviación máxima de $\pm 3^\circ$ en los puntos máximo y mínimo del movimiento y el eje de abscisas representado el porcentaje del tiempo de un ciclo de marcha, con un error máximo de $\pm 1\%$. La frecuencia de un ciclo de marcha será 1Hz.

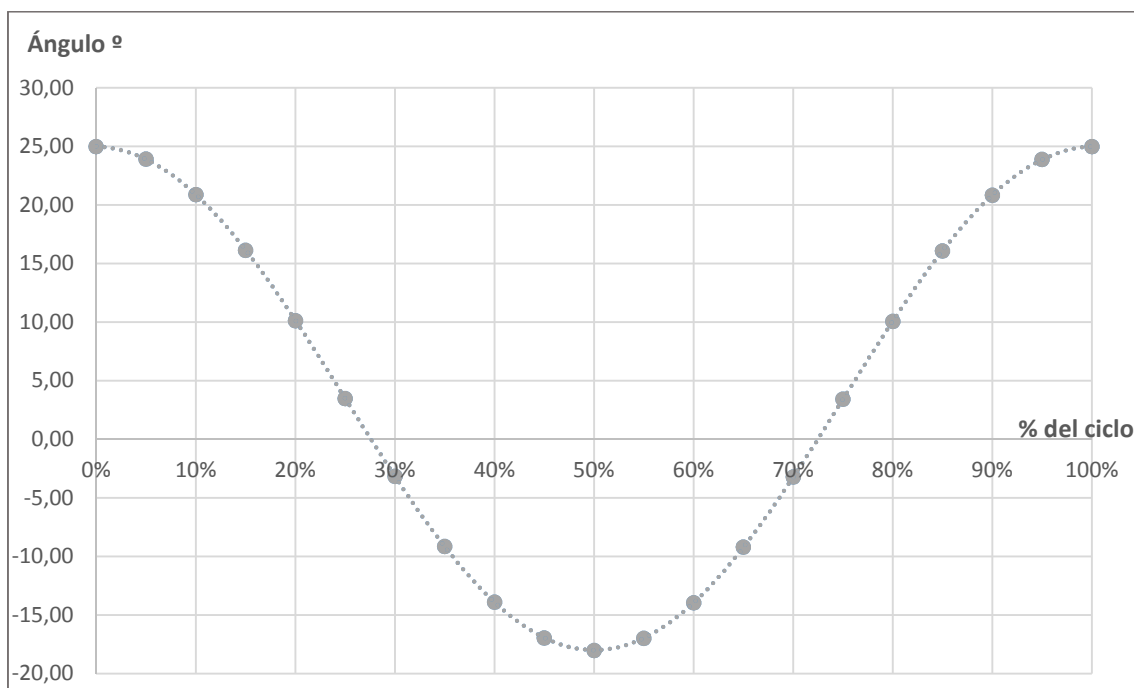


Gráfico 2: Movimiento Flexión-Extensión propuesto por la ISO 14242-1.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos en la norma ISO 14242-1.

Para generar este movimiento armónico se estudian y se proponen dos posibles soluciones: un mecanismo biela-manivela-deslizadera y un yugo escocés con una barra incorporada que hará la función.

Biela-Manivela-Deslizadera

El mecanismo Biela-Manivela-Deslizadera estaría compuesto de cuatro barras: la manivela que genera el movimiento, la biela que en este caso sería el vástago de la prótesis, la deslizadera que tendría un movimiento lineal vertical donde iría apoyado el vástago, y la barra fija (ver Figura 16).

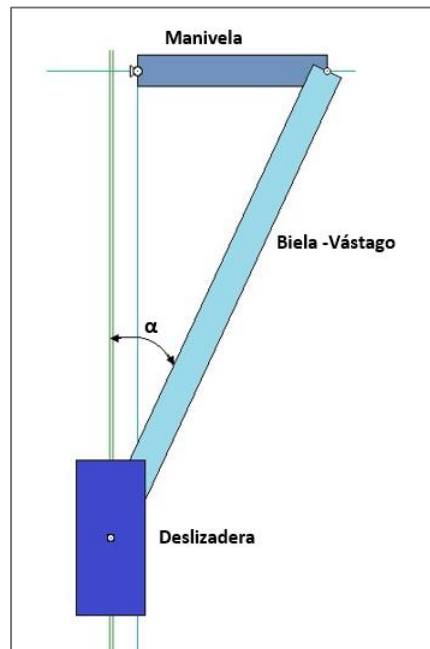


Figura 16: Diagrama 2D Biela-Manivela-Deslizadera. (Working Model)

Se ha simulado el movimiento Flexión-Extensión del mecanismo en el programa Working Model y se ha analizado. Se obtiene muy buena aproximación a la ISO 14242-1, con un error relativo medio de 1,49% y con una desviación en los puntos máximo y mínimo de 0,4% y 1,63% respectivamente. Ver punto 2.1 del documento ANEXO para más detalle.

La ventaja de este mecanismo es principalmente, el uso de pocas barras para imitar el movimiento angular del vástago de la prótesis. No obstante, el acetábulo de la prótesis estaría en movimiento y esto complicaría el montaje de la celda electroquímica.

Yugo escocés y biela

Este mecanismo está compuesto por una manivela en forma de disco, un seguidor que será una barra con un movimiento lineal horizontal y una barra que será el vástago de la prótesis y la barra fija (ver Figura 17).

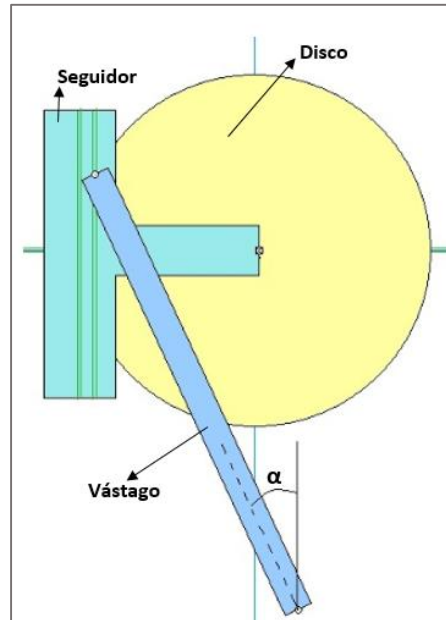


Figura 17: Diagrama 2D Yugo escocés. (Working Model)

Simulando el movimiento Flexión-Extensión en el mecanismo con Working Model también se han obtenido muy buenos resultados respecto a la ISO 14242-1, con un error relativo medio de 0,68% y con una desviación en los puntos máximo y mínimo de 0,11% y 0,31% respectivamente. Para más detalle, ver punto 2.2 del documento ANEXO.

Utilizando este mecanismo, el acetábulo de la prótesis estaría estático y eso supone una gran ventaja. Sin embargo, utilizamos más barras y hay más superficies de fricción por el mayor número de pares entre todas las barras del sistema.

Mecanismo elegido:

Los factores determinantes que se han tenido en cuenta para la elección del mecanismo son: la precisión en la posición angular del mecanismo respecto la cinemática propuesta por la ISO 14242-1 y que la celda electroquímica permanezca estática.

De acuerdo con los resultados simulados, las ventajas e inconvenientes indicado y teniendo en cuenta los factores anteriores, se escoge el mecanismo del Yugo Escocés.

6.2.2 Solución Cinemática para el Movimiento Flexión-Extensión

La solución cinemática adoptada para el movimiento de flexión-extensión es un mecanismo de yugo escocés.

Para simular este movimiento, el mecanismo tendrá:

- Una barra *manivela*, en forma de disco que trasmite el giro de un motor a los demás elementos (ver Figura 18).

- Un elemento *seguidor* que transforma el movimiento de rotación de la manivela en un movimiento rectilíneo alternativo (Figura 18).

- Una barra de nombre *vástago* unida mediante un par horquilla al seguidor y unida a la barra fija con un par R. Esta barra cambiará de posición imitando el movimiento FE desde los 25° hasta los -18 (ver figura 18).

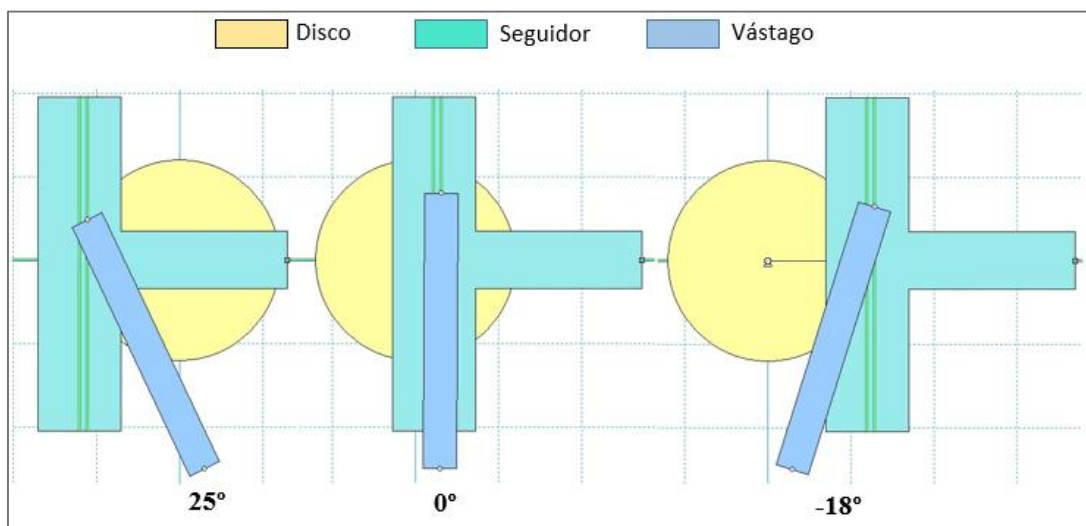


Figura 18: Diagrama Yugo escocés que simula el movimiento FE de la ISO 14242-1. (Working Model)

Los valores de las variables que dan solución a la cinemática propuesta por la ISO 14242-1 son infinitas, pero se escogen estas dimensiones:

La barra Manivela, centrada en el origen con un radio de 60 mm y la barra vástago, con una longitud de 330 mm cuyo punto de apoyo inferior mediante un par R está a -250 mm en el eje vertical y +40 mm en el eje horizontal con respecto al origen de coordenadas (ver Figura 18).

La guía del par que forma la manivela con la barra 2 está a 60mm del eje vertical de coordenadas, mientras que la guía del par de la barra 2 con la barra vástago está a 20mm de la derecha del eje vertical de la guía anterior.

En el gráfico 3 puede observarse la respuesta cinemática del mecanismo yugo escocés respecto al movimiento FE propuesto por la ISO 14242-1 en el periodo de un ciclo.

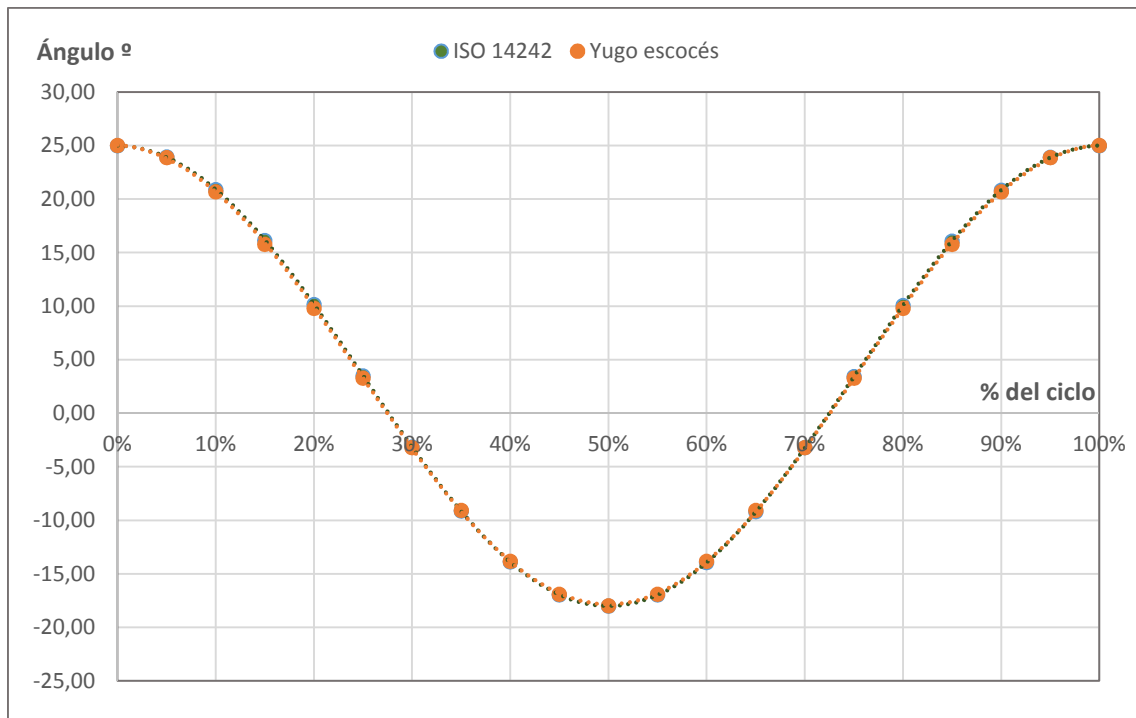


Gráfico 3: Respuesta cinemática del yugo escocés frente a la propuesta por la ISO 14242-1.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del análisis con Working Model y ISO 14242-1.

6.2.3 Definición de la fuerza a aplicar

La simulación del movimiento de la cadera también requiere la aplicación de una fuerza. Esta fuerza es representativa de la carga soportada por la cadera. Ya se ha visto que la articulación es capaz de soportar varias veces el peso de una persona, por eso la ISO 14242-1 propone que el simulador aplique una fuerza variable de máximo 3kN aplicada en la copa acetabular (Figura 19)

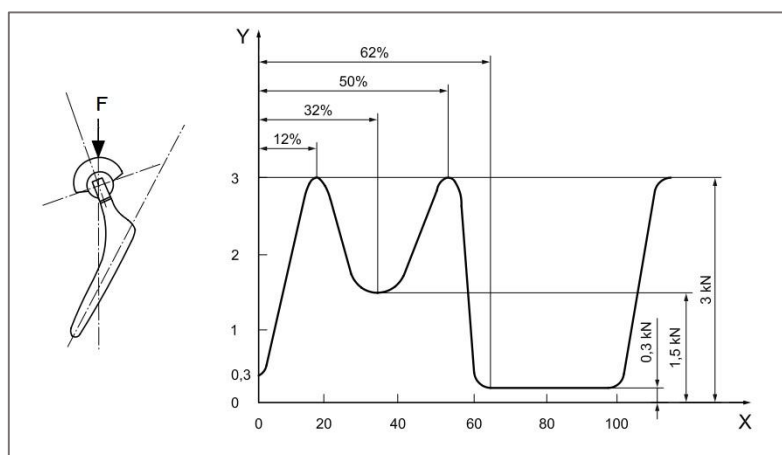


Figura 19: Aplicación de la fuerza y variación en el tiempo durante un ciclo. ISO 14242-1

No obstante, para nuestro simulador se aplicará una fuerza constante que en los futuros ensayos, podrá ser cambiada para poder analizar la tribocorrosión en función de la carga soportada por la prótesis.

Para el análisis dinámico del simulador, se ha aplicado una fuerza vertical constante de 3kN, máximo valor de la gráfica propuesta por la ISO, en la parte superior de la barra vástago (ver Figura 20).

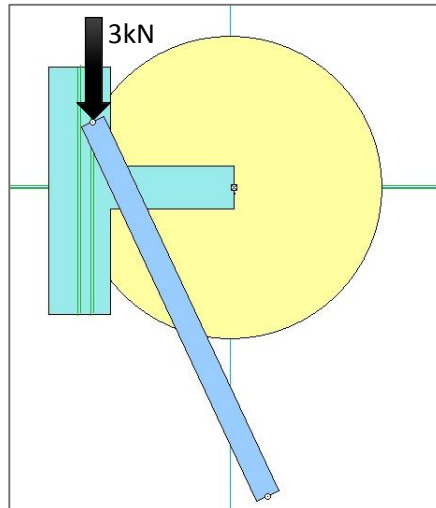


Figura 20: Aplicación de la fuerza de 3kN constante en nuestro simulación.

Quedaría para el futuro pensar cuál sería la mejor solución para aplicar la fuerza en el mecanismo.

6.3. Descripción de los Componentes del Simulador

A partir de la solución adoptada en el análisis cinemático y dinámico del mecanismo, el resultado final del simulador es el siguiente:

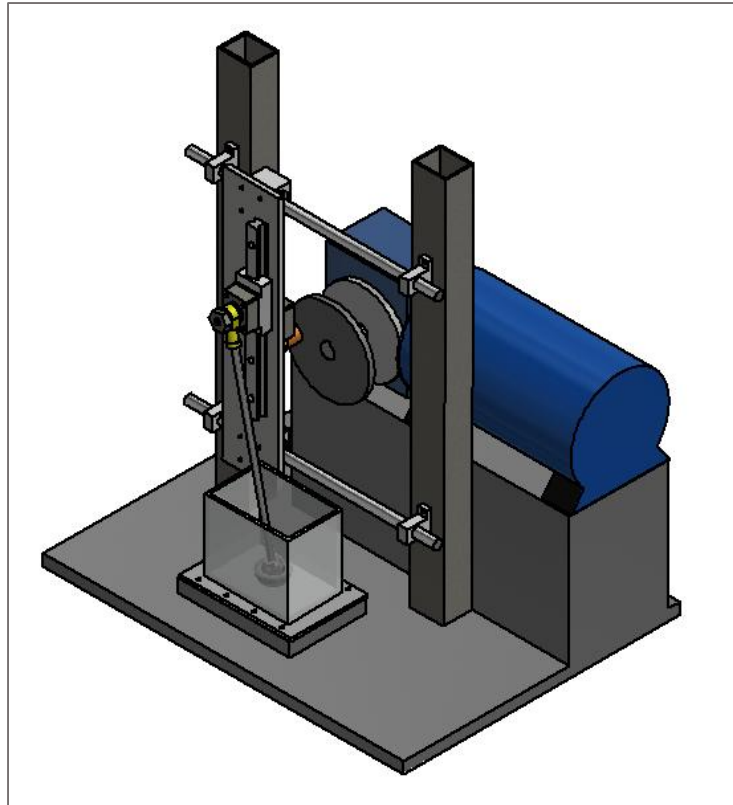


Figura 21: Simulador movimiento flexión-extensión para prótesis de cadera.

A continuación se describen los principales sistemas de los que se compone el simulador:

- Estructura.
- Sistema de Accionamiento.

En este sistema se engloban los componentes que generan el movimiento rotatorio y los que lo transmiten a la barra Vástago.
- Sistema del movimiento Flexión-Extensión.

En este sistema sus componentes imitan el movimiento angular de Flexión-Extensión.
- Celda electroquímica.

Sistema que recoge los componentes para realizar los ensayos en el par metal-metal de la prótesis.

6.3.1 Estructura

Este sistema se divide en dos partes: La base o soporte de todo el simulador, y los pilares.

La base: Soporta el peso y mantiene anclado los siguientes componentes del simulador:

- Celda electroquímica.
- Los dos pilares
- El reductor
- El motor

Debido a la diferencia de alturas de los componentes será imposible que la base esté a una sola altura. Por eso cada componente que se ha citado estará a una altura distinta.

La base será de acero S235JR y se mecanizarán agujeros roscados con las métricas correspondientes a los agujeros roscados de los componentes que se van a unir a la base. Para evitar el ataque de la corrosión se le aplicará un tratamiento especial a la base, un lacado anticorrosión de secado rápido.

En la figura 21 puede verse un croquis de la base y en el plano 02 del documento PLANOS se indican sus dimensiones y cotas más significativas.

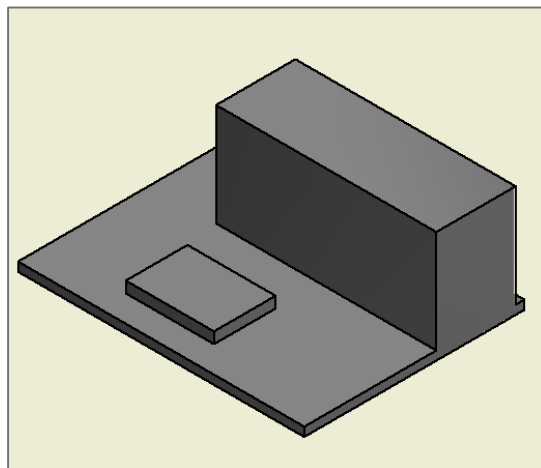


Figura 22: Croquis de la base de la estructura.

Pilares: Dos perfiles huecos cuadrados 50.2 y 700 mm de altura de acero S235JR. Anclados a la base mediante escuadras atornilladas al perfil y a la base (ver plano 02 y 03 del documento PLANOS para consultar dimensiones y cotas)

A los perfiles se les aplicará un tratamiento de lacado anticorrosión de secado rápido y se atornillarán los soportes de las guías lineales horizontales (ver apartado 6.3.2).

En el punto 2.4 del documento ANEXO se encuentran los cálculos de resistencia de los perfiles.

En la figura 22 puede verse un croquis del sistema Estructura.

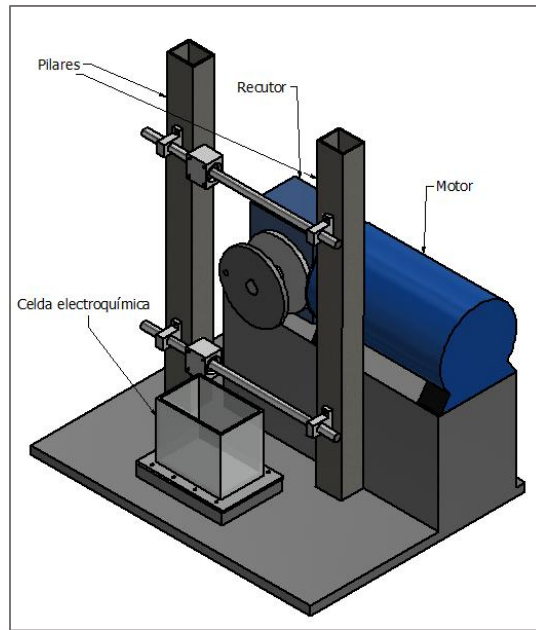


Figura 23: Croquis del sistema Estructura.

6.3.2 Sistema de Accionamiento

Este sistema engloba los componentes que generan el movimiento rotatorio y los que lo transmiten a la barra Vástago. Está compuesto por: motor, reductor, enganche reductor-disco, manivela de disco, barra seguidor, unión barra seguidor con la base, unión barra seguidor con disco.

La figura 23 representa mediante un diagrama simple, la vista de perfil de la distribución de este sistema. A continuación se explica cada uno de los componentes.

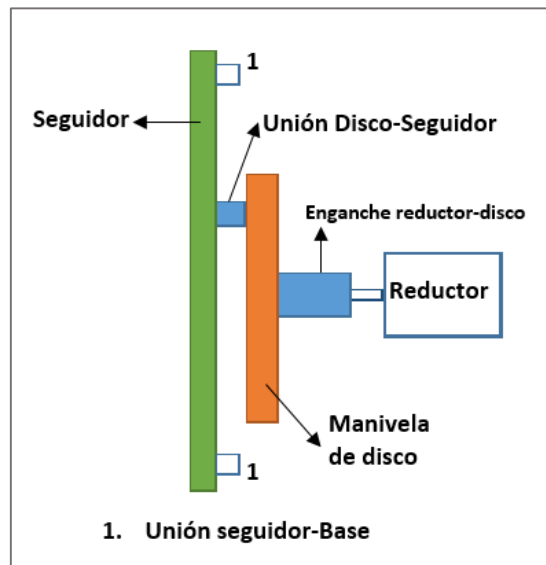


Figura 24: Diagrama simple, vista de perfil del sistema de accionamiento.

Motor y reductor: Se obtuvieron las especificaciones del motor eléctrico a partir de los cálculos dinámicos en función de la distribución de carga en el mecanismo (ver el punto 2.5 del ANEXO, gráfico 15 para consultar la variación del par transmitido del motor en función del porcentaje de ciclo).

Para nuestro simulador se requiere un motor capaz de transmitir un par mayor de 86N·m a una velocidad constante de 60rpm que equivale a 1Hz, velocidad del ciclo propuesta por la ISO 14242-1. Aproximadamente equivale a 550W de potencia que debe generar el motor. Se sobredimensionará un poco la potencia para contrarrestar la pérdida de potencia por los rendimientos del motor y el reductor.

El motor seleccionado para el simulador es un motor monofásico de corriente alterna, modelo ALY_90S-4 de la casa Alren (ver Figura 24). Las especificaciones del motor en la Tabla 1.

El motor estará montado con patas y brida y estará unido a la base de la estructura.

En el punto 3.1 del apartado Catálogos del documento ANEXO pueden consultarse más especificaciones del motor escogido.

A parte del motor, se necesita un reductor de velocidad. Así pues se elige un motoreductor modelo RSTV063 de la marca Taüsend (Figura 24). Las especificaciones del motor en la Tabla 1.

La designación extensa del modelo es RSTV 063 FA 25 DV ES ϕ 25 90B14 B5.

En el punto 3.2 del apartado Catálogos del documento ANEXO pueden consultarse las especificaciones del reductor escogido en detalle y las dimensiones del enganche de salida.

El reductor estará unido a la base de la estructura. La unión del reductor al disco manivela será mediante la configuración del eje de salida del reductor elegido (ver punto 2.5 del documento ANEXO donde se encuentran los cálculos de esfuerzos y resistencia del eje de salida del reductor).

Motor ALY_90S-4	Pot. Nominal (W)	n (rpm)	Par nominal (N·m)	Rend (%)	Pot. Absorbida (W)
	1120	1420	10	73	1535
Reductor RSTV063	n salida (rpm)	Par salida (N·m)	Pot. salida (W)		
	56	146	860		

Tabla 1: Especificaciones motor y reductor escogido.



Figura 25: Izquierda: motor monofásico CA marca Alren; Derecha: Reductor marca Täusend. (MOTELCA.ES)

Disco Manivela: La manivela se encarga de transmitir el movimiento rotatorio que genera el eje del reductor a las demás piezas del mecanismo.

De acuerdo con los análisis cinemático y dinámico, la manivela será:

Un disco de acero S235JR de 150 mm de diámetro y 10 mm de espesor. Se le aplicara un tratamiento de imprimación antioxidante de secado rápido. Consultar Plano 08 del documento PLANOS para más detalle.

Barra Seguidor: Esta barra tiene un movimiento lineal y horizontal. Es el enlace entre el sistema de accionamiento y el sistema del movimiento flexión-extensión. Será una chapa de acero S235JR de ancho y longitud de 100x500 mm respectivamente y un espesor de 10 mm. Se le aplicará un tratamiento de imprimación antioxidante de secado rápido para evitar la corrosión.

En la cara trasera, en los extremos, se unirá el carro de las guías lineales horizontales que pertenecen a la unión Seguidor-Base y en vertical el carril de la guía lineal vertical de la unión Disco-Seguidor. En la cara delantera se atornillará el carril de la guía lineal vertical de la unión Vástago-Seguidor (ver apartados con el nombre de la unión para más detalle)

En el plano 07 se pueden consultar las dimensiones de la barra seguidor.

Unión Disco-Seguidor: Esta unión transmite el movimiento y las fuerzas desde el disco al seguidor.

Está compuesto de dos elementos: una articulación y guía lineal.

La articulación D-S: Une la barra seguidor con la guía lineal. Será capaz de soportar como mínimo 1418 N de carga en el eje horizontal. Contará con una rótula con rodamiento de bolas integrado con bulón roscado, una placa de acero (placa D-S), un bulón, una arandela, un casquillo y una tuerca.

La rótula con rodamientos de bolas integrado será el modelo TSM 10 BB de la marca ISB. (Ver figura 25).

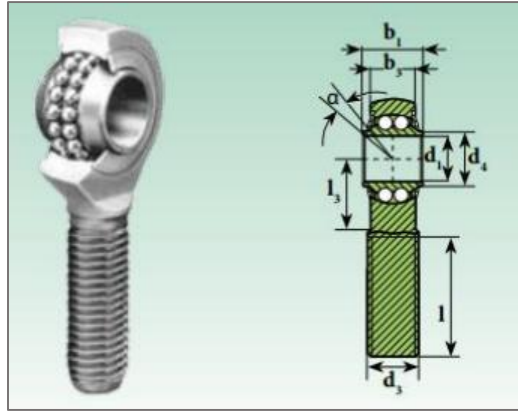


Figura 26: Rótula con rodamientos de bolas integrado modelo TSM. (Catálogo ISB)

Un bulón de acero galvanizado con un límite elástico de 700 Mpa, de 10 mm de diámetro y 63 mm de longitud. Tendrá 22 mm de un extremo roscado y se atornillará al disco a 60 mm del centro, se colocará la arandela y por último la tuerca. Por la otra parte se introducirá en el casquillo y luego en la rótula.

La tuerca mantiene el bulón dentro la articulación. Será una tuerca normalizada de métrica 10 mm, tuerca hexagonal M10 DIN934. La arandela plana para tornillos con M10 según DIN125. Tanto el bulón, la arandela y la tuerca estarán lubricados.

El casquillo separa el bulón de la rótula para evitar el contacto durante el movimiento, será un casquillo sinterizado en bronce y autolubricado para minimizar el rozamiento. Con un diámetro interior de 10mm, un diámetro exterior de 20mm y una longitud de 24mm.

La función de la placa es unir la rótula al carro de la guía lineal vertical. La chapa será de acero S235JR y sus dimensiones base-altura-profundidad serán 44x48.8x20 mm, mecanizada con agujeros roscados de métrica 4mm coincidentes con los del carro de la guía e irá atornillada. La parte roscada de la rótula se introducirá en la barra mediante un agujero de métrica 10mm en la cara inferior de la placa. Se le aplicará un tratamiento de lacado de imprimación antioxidante de secado rápido.

En la figura 26 se observa un croquis de la articulación.

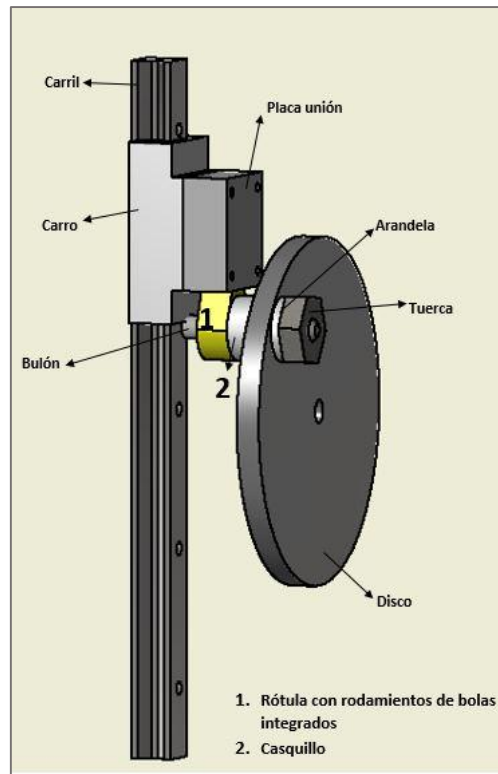


Figura 27: Croquis de la articulación Disco-Barra Seguidor.

La guía lineal vertical de la unión D-S tendrá las siguientes especificaciones:

Guía lineal de 400 m de longitud, capaz de soportar esfuerzos como mínimo de 1500N de fuerza en el eje horizontal y una velocidad de 0,75m/s.

El carril irá atornillado a la cara trasera del seguidor, centrado en el eje vertical y simétrico respecto al eje horizontal, perpendicular al plano horizontal.

Se selecciona un sistema de guiado lineal con recirculación de bolas compuesto por un carro y el carril. El código de la unidad completa es SNC20-1-PO-N-L400 de la marca ISB (ver figura 27).



Figura 28: Sistema de guiado lineal con recirculación de bolas. (Catálogo IBS)

En el punto 2.6 del documento ANEXO se pueden consultar las tablas y gráficas de posición, velocidad y fuerza soportada por toda la unión durante el ciclo y los cálculos de resistencia del bulón. También parte de los catálogos de las piezas comerciales utilizadas en los puntos 3.3 y 3.4 del apartado Catálogos del documento ANEXO.

En el plano 06 se puede consultar con detalle la configuración de la unión del seguidor con el disco.

Unión Seguidor-Base: Habrá dos guías en horizontal que permitirán un movimiento lineal horizontal entre la barra seguidor y la barra fija.

Esta guía tendrá las siguientes especificaciones:

Dos guías, una superior y otra inferior unidas en los extremos de la barra seguidor mediante el carro deslizante. A la vez, los soportes de las guías irán apoyados en la estructura de perfiles verticales (en la figura 28 puede verse un croquis).

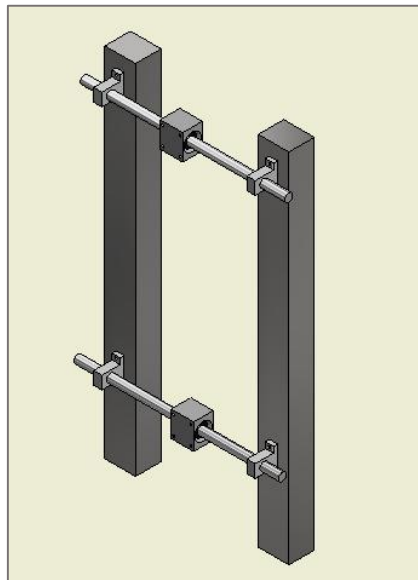


Figura 29: Croquis unión Seguidor-Base.

Las guías serán sistemas de guías lineales con rodamientos, con barras cromadas de 400 mm de longitud, capaz de soportar 8Kg de peso y una velocidad de 0,75m/s.

Se seleccionan los siguientes componentes de la marca ISB para la guía lineal: Eje de acero cromado código SCB 16 de 16mm de diámetro y 400mm de longitud. Dos soportes del eje con el código SK-16. Un rodamiento con código KN16-d. Un carro código SC16-d-AS. (Ver figura 29).



Figura 30: Sistema de guiado lineal con rodamientos. (Catálogo ISB)

En los planos 02 y 03 se puede consultar con detalle la configuración de la unión de la barra seguidor con la barra fija.

En el punto 2.7 del documento ANEXO se pueden consultar las tablas y gráficas de posición, velocidad y fuerza soportada esta unión durante el ciclo. Y también parte del catálogo comercial de las guías en el punto 3.5 del documento ANEXO.

6.3.3 Sistema del Movimiento Flexión-Extensión

Sistema que genera el movimiento angular de la barra vástago imitando la cinemática del movimiento FE de la ISO 14242-1.

Los elementos que forman este sistema son: la barra Vástago y la unión vástago-seguidor y la cabeza femoral y la copa acetabular de la prótesis.

Barra Vástago: Esta barra posee el movimiento angular del vástago de la prótesis de cadera y como tal, un extremo quedará introducido dentro de la cabeza femoral.

Como los valores de diámetro del extremo del vástago protésico suelen estar entre los 10 y 12 mm, para que nuestra barra vástago no tenga diferentes secciones se escoge una barra de sección circular de uno de estos dos diámetros.

Las características que debe cumplir son: Se pueda roscar, que esté protegida de la corrosión y que la parte inmersa en la celda esté aislada eléctricamente. En la siguiente tabla se resumen los requisitos del vástago.

Acero	ϕ	Longitud	Roscado	Teflón	Tratamiento
S235JR	10 mm	310 mm	M10 Long. 20 mm en un extremo	Recubrimiento en 110 mm en otro extremo	Galvanizado

Tabla 2: Características del Vástago.

El acero S235JR es un acero estructural muy utilizado. La elección de este acero y no de otro con menor límite de fluencia se debe a la alta disponibilidad del estructural y a su precio más asequible.

Los cálculos a Resistencia, Pandeo y Fatiga junto con las tablas y graficas de tensión de la barra en las distintas secciones se encuentran en el punto 2.4 del ANEXO.

Ver plano 11 para consultar dimensiones del vástago.

Unión Seguidor-Vástago: Esta unión transmite un movimiento lineal vertical entre la barra seguidor y la barra vástago.

Está compuesto de dos elementos: Una articulación y guía lineal.

La articulación S-V: Une la barra vástago con la guía lineal. Será capaz de soportar 1418N de carga. Constará de una rótula con rodamientos de bolas integrado con agujero roscado, una placa de acero (placa S-V), un espárrago, dos arandelas y una tuerca.

La rotula con rodamientos de bolas integrado será el modelo TSF 10 BB de la marca ISB (ver figura 30)

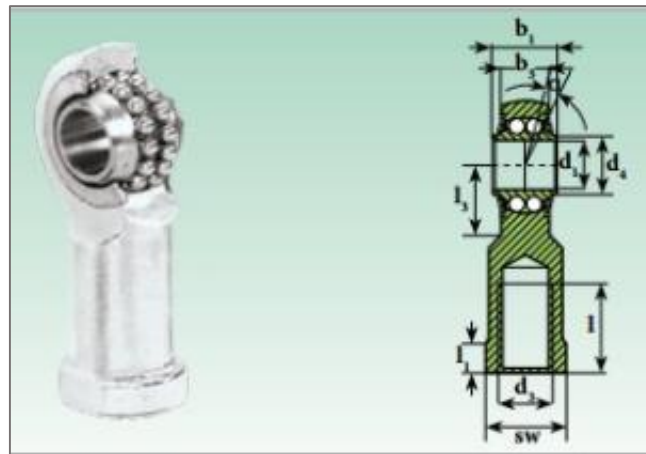


Figura 31: Rótula con rodamientos de bolas integrado modelo TSF. (Catálogo ISB)

La barra vástago se enroscará por el extremo superior a la rótula.

Un espárrago de acero S235JR con un proceso de galvanizado para evitar corrosión, de 10 mm de diámetro y 60 mm de longitud. Tendrá 18mm de un extremo roscado y 8mm de roscado en el otro extremo. Se atornillará en la placa S-V, se colocará la arandela, luego se introducirá en una rótula, otra arandela y por último la tuerca.

Las arandelas separan la rótula de la chapa para evitar el contacto durante el movimiento. Serán arandelas planas para tornillos con M10 según DIN125.

La tuerca mantiene el espárrago dentro la articulación. Será una tuerca hexagonal de M10, según DIN934.

Tanto el espárrago como las arandelas y la tuerca estarán lubricadas para minimizar el rozamiento.

La función de la placa S-V es unir el espárrago y la rótula al carro de la guía lineal. La chapa será de acero S235JR y sus dimensiones base-altura-profundidad serán 440x778x20, mecanizada

con agujeros roscados coincidentes con los del carro de la guía e irá atornillada. Se le aplicará un tratamiento de imprimado antioxidante de secado rápido para evitar la corrosión.

En la figura 31 se observa un croquis de la articulación S-V.

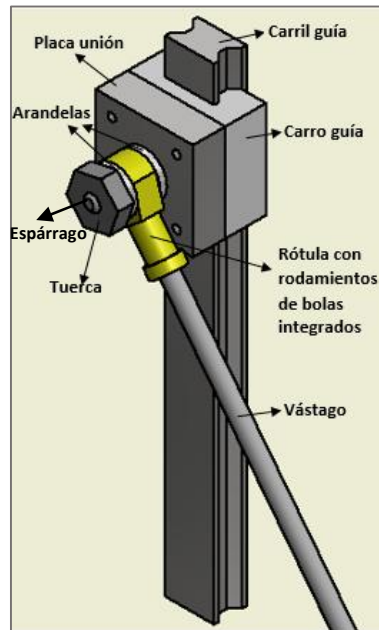


Figura 32: Croquis de la articulación entre el vástago y el seguidor.

La guía tendrá las siguientes especificaciones:

Guía lineal: 400 mm de longitud, capaz de soportar 1500 N de fuerza en el eje horizontal y una velocidad de 0,20m/s.

El carril irá atornillado a la cara delantera de la barra seguidor, a 20 mm a la derecha del eje de simetría vertical, perpendicular al plano horizontal.

Se selecciona un sistema de guiado lineal con recirculación de bolas compuesto por un carro y el carril. El código de la unidad completa será SNC20-1-PO-N-L400 de la marca ISB (ver figura 27).

En el plano 06 se puede consultar con detalle la configuración de la unión de la barra seguidor con el vástago.

En el punto 2.8 del documento ANEXO se pueden consultar las tablas y gráficas de posición, velocidad y fuerza soportada por la unión vástago-seguidor durante el ciclo y los cálculos de resistencia del bulón. También parte de los catálogos de las piezas comerciales utilizadas en el punto 3.3 y 3.4 del documento ANEXO.

6.3.4 Celda electroquímica

La función de este sistema es albergar la cabeza femoral y el acetábulo de la prótesis junto con el líquido electrolito además de los instrumentos necesarios para realizar los ensayos y para ello se requiere una caja o recipiente. Se le exige que no sea conductora de la electricidad y que sea de material transparente.

Las características de la caja son:

Una caja de metacrilato de base rectangular de dimensiones 150x100mm y 130mm de altura abierto por la parte de arriba con un espesor de las paredes de 5mm. Tendrá que soportar unos esfuerzos transmitidos por el final de barra vástago de 1417N de fuerza horizontal y 3002N de fuerza vertical (axil de compresión). Será suficientemente grande como para contener los instrumentos de medida y que el desplazamiento de la barra vástago no colisione con las paredes. (Ver figura 32 que muestra un croquis de la caja de la celda electroquímica).

En el punto 2.9 del documento ANEXOS se encuentran las gráfica de variación de esfuerzos recibidos durante el ciclo en la caja.

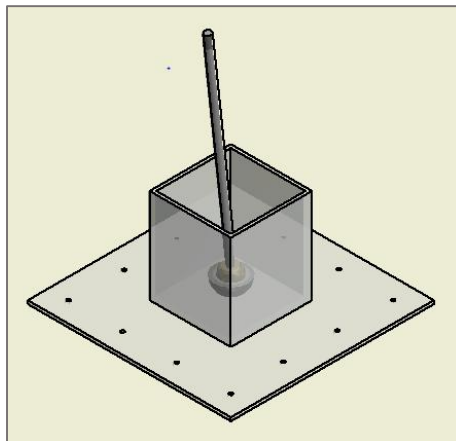


Figura 33: Croquis de la celda electroquímica.

Se necesita que la celda electroquímica pueda separarse de la estructura para poder realizar cualquier cambio en la cabeza femoral y copa acetabular. Por eso, el cubo estará pegado a una base rectangular también de metacrilato de 200x140 mm y 5 mm de espesor con agujeros pasantes para atornillar la caja a la base de la estructura. En la figura 32 puede verse un croquis del sistema.

La copa acetabular de la prótesis estará fija y unida al cubo con posibilidad de recambio para hacer distintos ensayos. El sistema de anclaje de la copa a la celda electroquímica queda fuera del alcance del trabajo.

Consultar los plano 02 y 05 del documento PLANOS para más detalle.

La elección del metacrilato como material de la caja ha estado motivada por las características particulares de este plástico. Tiene una transparencia del 93% que lo convierte en el más transparente de todos los plásticos, excelente aislante eléctrico y térmico, muy ligero (densidad de 1200Kg/m^3), gran facilidad de mecanizado y moldeo, una tensión de fluencia y resistencia a la tracción de 70 y 72 MPa respectivamente y una alta resistencia al impacto.

El electrolito que suele utilizarse en estos ensayos es según la norma ISO 14242-1 y ISO 3696 es el suero fetal bovino diluido con un 25% de agua desionizada y debe mantenerse a una temperatura de 37°C con una desviación máxima de $\pm 2^\circ$. El sistema de calentamiento y mantenimiento de la temperatura del suero queda fuera del alcance de este trabajo.

Aunque la norma ISO 14242-1 requiere que la caja esté cerrada completamente para evitar la contaminación del fluido, en este simulador esta condición no se ha tenido en cuenta.

6.4. Conclusión y vista al futuro

En este trabajo se ha diseñado mediante un mecanismo plano y sencillo, un simulador del movimiento flexión-extensión para prótesis de cadera con el fin de poder realizar ensayos de tribocorrosión entre la copa acetabular, la cabeza femoral y el electrolito.

La cinemática del mecanismo escogido como solución se ajusta notablemente a la cinemática del movimiento flexión-extensión propuesta por la ISO 14242-1 y a partir del análisis de la simulación dinámica se ha diseñado los elementos principales como: el motor, el reductor, el vástago, los sistemas de guiado lineal, etc.

El sistema de la celda electroquímica ha sido diseñado con el espacio necesario para poder albergar tanto el vástago y la cabeza de la prótesis, como el electrolito y los instrumentos de medida para realizar los ensayos de tribocorrosión.

Queda para el futuro diseñar el sistema de calentamiento y mantenimiento de la temperatura de la celda electroquímica ; la aplicación de la carga constante en el mecanismo y el sistema de anclaje del par de la prótesis a la celda electroquímica

Además, sería interesante estudiar la posibilidad de poder ensamblar este simulador con otro que simule el movimiento adducción-abducción para obtener un mecanismo dotado con ambos movimientos.

En resumen, este Trabajo Final de Grado ha resuelto los objetivos planteados al principio y han quedado diseñadas las fases previas a la construcción del simulador.

7. BIBLIOGRAFÍA

- BARÚA, C.N. (2011). *Panorama en cuanto al uso de prótesis total de cadera en los hospitales del IPS y clínicas: Elaboración de directrices*. Tesis doctoral, Facultad Politécnica, Universidad Nacional de Asunción.
- Instituto de la información sanitaria. Estadísticas comentadas. (2010). *La atención a la fractura de cadera en los hospitales del SNS*. (Publicación en Internet). Madrid: Ministerio de Sanidad y política social.
- Valenzuela, A.A. (Coord). Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (Ed). (2009). *Tratamiento de fractura desplazada del cuello femoral con artroplastia total en adultos mayores de 65 años*. (pp 7 -9). México: Instituto Secretaría de Salud.
- Duque, J.F., Navarro, R., y Ruiz, J.A. (2011). Biomecánica de la prótesis de cadera cementada y no cementada. *Revista Canaria médica y Quirúrgica*, 9 (25). 32-46.
- Echevarría, A. (2003). Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera. *Revista Facultad de Ingeniería de Antioquia*, 30. 95-108.
- Kareem, M. (2012). *Estudio del comportamiento frente a tribocorrosión de aleaciones biomédicas de titanio en electrolitos que simulan el suero humano mediante técnicas electroquímicas*. Tesis de Máster. Universitat Politècnica de València.
- Igual, A.N., (2011). *Ensayos de Tribocorrosión en materiales y recubrimientos en condiciones de comportamiento combinada corrosión-desgaste*. Grupo de Ingeniería Electroquímica y Corrosión. Universitat Politècnica de València.
- Maldonado, Z., Bendayan, J., Cerrolaza, M. (2000). Análisis tridimensional comparativo de a respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos. *Revista Internacional de métodos numéricos para cálculo y diseño en ingeniería*, 16 (4). 395-420.
- Christian, MD., Mauricio, MD., Thomas, P., Schmalzried, MD., (2003). Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons - Bearing Surface Options for Total Hip Replacement in young Patients. *J.Bone and Joint Surg.*, 85. 1366-1379.
- Hernández, M.A. (2004). *Influencia microestructural y dimensional en el desgaste de prototipos de prótesis de cadera metal-metal fabricados en Co-Cr-Mo-C*. Tesis doctoral, Universidad Autónoma de Nuevo León.
- Villanueva, L.A. (2012). *Diseño y construcción de un simulador de desgaste para prótesis de cadera*. Tesis doctoral, Instituto Politécnico Nacional, México.

- KHANUJA, H. 2006. *Rounds 9: Update on Hip and Knee Arthroplasty*. The Johns Hopkins Arthritis Center, US. Consultado el 25 de abril del 2014. Disponible en <http://www.hopkinsarthritis.org/physician-corner/rheumatology-rounds/round-9-update-on-hip-and-knee-arthroplasty/>
- Calonius O. (2002). Tribology of Prosthetic Joints. Validation of Wear Simulation Methods. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 159. 1-62
- Cadera, *Sistema acetabular continuum*. (s.f). Consultado el 5 de mayo del 2014. Disponible en <http://www.zimmer.com/es-ES/hcp/hip/product/continuum-acetabular-system.jsp>
- *ENDOLAB Hip Joint Prostheses*. (s.f). Consultado el 20 de Abril del 2014. Disponible en http://www.endolab.org/content_category_overview.asp?sid=201
- ISO 14242. *Implants for surgery: Wear of total hipjoint prostheses. Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test*. 2012. International Organization for Standardization.

Trabajo Final de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

ANEXO

Diseño de un simulador de cadera para el estudio biomecánico del movimiento Flexión-Extensión del comportamiento de las prótesis articulares Metal-Metal

Arnau Gandia Montes

ÍNDICE DEL ANEXO

ÍNDICE DEL ANEXO	1
I. LISTA DE TABLAS	3
II. LISTA DE GRÁFICOS	3
III. LISTA DE FIGURAS	4
1. GRÁFICOS Y ESTADÍSTICAS	5
1.1. El reemplazo total de cadera en España	5
1.2. La magnitud de la fractura de cadera en el sistema nacional de salud.	6
1.3. La magnitud de la artrosis de cadera en el sistema nacional de salud.	10
2. CÁLCULOS	13
2.1. Análisis cinemático Biela-Manivela-Deslizadera	13
2.2. Análisis cinemático Yugo Escocés.....	14
2.3. Barra Vástago	16
2.4. Estructura	28
2.5. Motor y reductor.....	30
2.6. Unión Disco-Seguidor	32
2.6. Unión Seguidor-Base	37
2.7. Unión Seguidor-Vástago.....	39
2.7. Celda electroquímica.....	43
3. CATÁLOGOS	44
3.1. Motor	44
3.2. Reductor	46
3.3. Sistemas de guiado lineal con recirculación de bolas	48
3.3. Rótulas con rodamiento de doble hilera de bolas integrado.....	50
3.4. Sistemas de guiado lineal con rodamientos.....	51
4. BIBLIOGRAFÍA	55

I. LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Número de reemplazos totales de cadera en los últimos 9 años e incrementos.....	5
Tabla 2: Número de altas en los últimos 9 años e incrementos.....	6
Tabla 3: Número de altas hospitalarias por artrosis en los últimos 9 años e incrementos.....	10
Tabla 4: Posición angular del movimiento FE de la ISO 14242-1 y el mecanismo BMD y valores de error.	12
Tabla 5: Posición angular del movimiento FE de la ISO 14242-1 y el mecanismo yugo escocés y valores de error.	14
Tabla 6: Variación de la fuerzas en la barra vástago en función del porcentaje de ciclo.....	15
Tabla 7: Reacciones en la barra vástago en función de su ángulo.....	17
Tabla 8: Tensiones en la barra vástago.....	18
Tabla 9: Valor de coeficiente de imperfección y elección de curvas de pandeo.....	21
Tabla 10: Beta de Pandeo en la configuración de los extremos de una barra.	21
Tabla 11: Definición de factor de superficie para aceros.	24
Tabla 12: Definición de factor de temperatura	25
Tabla 13: Definición de factor de confiabilidad	25
Tabla 14: Esfuerzos, desplazamiento y velocidad en la unión D-S.	32
Tabla 15: Esfuerzos, desplazamiento y velocidad en la unión S-B.....	36
Tabla 16: Reacciones, desplazamiento y velocidad de la unión Seguior-Vástago.....	38
Tabla 17: Esfuerzos transmitidos del vástago a la base en función del porcentaje del ciclo.	42

II. LISTA DE GRÁFICOS.

Gráfico 1: Número total de reemplazos de cadera en España. Periodo 2004 - 2012:	5
Gráfico 2: Número total de altas hospitalarias por fractura de cadera. Periodo 2004 - 2012.	7
Gráfico 3: Esperanza de vida en España. Periodo 2004 – 2012.....	7
Gráfico 4: Porcentaje de población mayor de 65 años y número de nacimientos en España.	8
Gráfico 5: casos cada 100.000 hab. por grupos de edades y sexos. 2012.....	8
Gráfico 6: Porcentaje total de casos por edades. 2012	8
Gráfico 7: Relación de casos entre hombres y mujeres. Periodo 2004-2012.....	9
Gráfico 8: Número de casos por 100.000hab en los países de Europa. Año 2012	9
Gráfico 9: Número total de altas hospitalarias por artrosis de cadera. Periodo 2004 - 2012....	10
Gráfico 10: casos cada 100.000hab por grupos de edad. Año 2011.....	11
Gráfico 11: Relación de casos entre hombres y mujeres. Periodo 2004-2012.....	11
Gráfico 12: Respuesta cinemática de BMD frente a la propuesta por la ISO 14242-1.	13
Gráfico 13: Respuesta cinemática del yugo escocés frente a la propuesta por la ISO 14242-1. 14	
Gráfico 14: Variación de la fuerzas en la barra vástago en función del porcentaje de ciclo.....	16
Gráfico 15: Tensiones en la sección B en función del porcentaje de ciclo.....	18
Gráfico 16: Curva S-N.....	26
Gráfico 17: Curva de par transmitido por el motor en el mecanismo de yugo escocés.....	29
Gráfico 18: Variación de la fuerza en el eje del reductor.	30
Gráfico 19: Reacción en el eje horizontal de la unión D-S en función del porcentaje de ciclo. .	32
Gráfico 20: Desplazamiento en el eje vertical de la unión D-S en función del porcentaje de ciclo.	33
Gráfico 21: Velocidad de la unión D-S en función del porcentaje de ciclo.....	33

Gráfico 22: Variación de velocidad de la unión S-B en función del porcentaje de ciclo..... 37

Gráfico 23: Desplazamiento de la unión S-B en función del porcentaje de ciclo. 37

Gráfico 24: Variación de la reacción transmitida la unión V-S en función del porcentaje de ciclo.
..... 39

Gráfico 25: Variación de la posición de la unión V-S en función del porcentaje de ciclo..... 39

Gráfico 26: Variación de velocidad de la unión V-S en función del porcentaje de ciclo..... 39

Gráfico 27: Variación de la fuerzas en la base de la celda electroquímica en función del
porcentaje de ciclo. 42

III. LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama de fuerzas barra vástago. 15

Figura 2: Reacciones de la barra vástago..... 16

Figura 3: Tabla de Perfil hueco cuadrado normalizado. (NBE EA-95)..... 28

Figura 4: Diagrama de fuerzas del eje reductor..... 30

Figura 5: Cargas radiales y axiales máximas admisibles en el eje del reductor RSTV marca
Taüsend. 31

Figura 6: Diagrama de fuerzas Unión D-S 31

Figura 7: Diagrama de fuerzas. Bulón Unión Disco-Seguidor. 34

Figura 8: Diagrama de fuerzas Unión S-B..... 36

Figura 9: Diagrama de fuerzas Unión S-V..... 38

Figura 10: Diagrama de fuerzas. Bulón Unión Disco-Seguidor. 40

1. GRÁFICOS Y ESTADÍSTICAS

1.1. El reemplazo total de cadera en España

La evolución de los reemplazos total de cadera en España ha sido:

Año	nº total de altas	Incremento interanual
2004	35.048	-
2005	37.712	7,60%
2006	39.251	4,08%
2007	41.852	6,63%
2008	41.533	-0,76%
2009	42.640	2,67%
2010	45.092	5,75%
2011	45.724	1,40%
2012	46.236	1,12%
Media	41.638,0	3,56%
Incremento en los últimos 9 años	10.842	30,93%

Tabla 1: Número de reemplazos totales de cadera en los últimos 9 años e incrementos

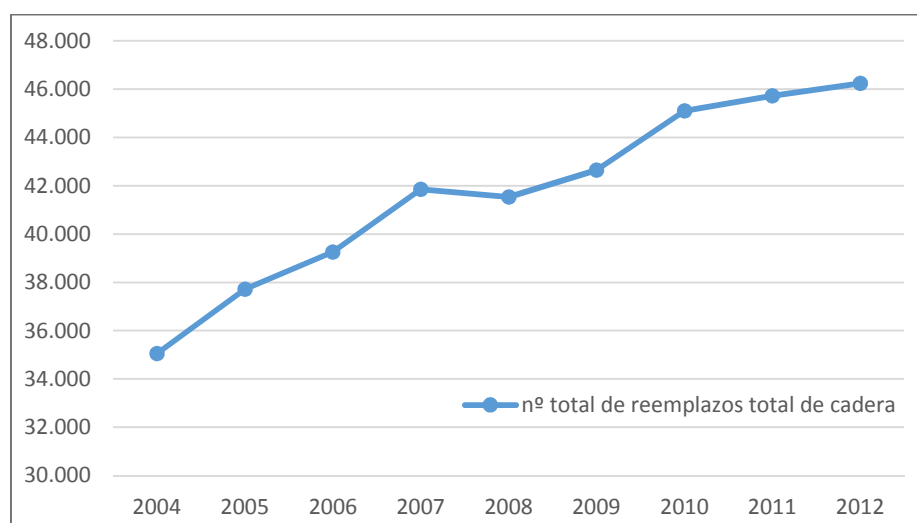


Gráfico 1: Número total de reemplazos de cadera en España. Periodo 2004 - 2012:

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos de EUROSTAT.

Se observa un aumento continuado año tras año con una media de crecimiento interanual de 3.47%. Esto se debe principalmente a que mayormente se realiza esta cirugía en personas ancianas, mayores de 65 años y el envejecimiento de la población puede ser una de las principales causas. (Ver gráfico 5 y 6 del siguiente punto).

En conclusión, el número total de reemplazos totales de cadera en España va un continuado aumento debido al envejecimiento de la población y la contribución del aumento de las principales enfermedades que contribuyen a realizar esta cirugía.

1.2. La magnitud de la fractura de cadera en el sistema nacional de salud.

El 2012, en España, se registraron un total de 66.049 altas hospitalarias por fractura del cuello femoral y comparado con los datos del 2004 y 2005 se observa un incremento en la incidencia para luego estabilizarse en los últimos años. (tabla 2 y gráfico 3).

Año	nº total de altas	Incremento interanual
2004	60.172	-
2005	62.458	3,80%
2006	63.807	2,16%
2007	66.084	3,57%
2008	66.283	0,30%
2009	65.021	-1,90%
2010	66.257	1,90%
2011	65.922	-0,51%
2012	66.049	0,19%
Media	64.672,6	1,19%
Incremento en los últimos 9 años	5.877	9,77%

Tabla 2: Número de altas en los últimos 9 años e incrementos

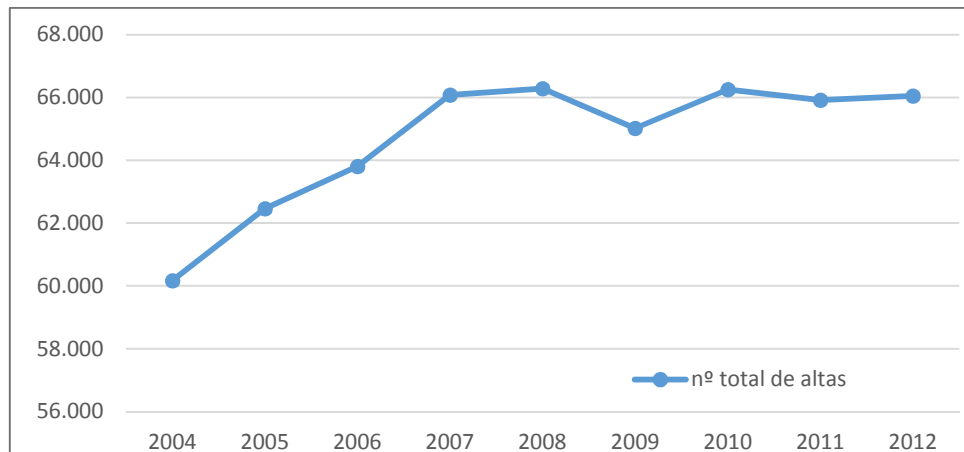


Gráfico 2: Número total de altas hospitalarias por fractura de cadera. Periodo 2004 - 2012.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del INE

El aumento sostenido de la esperanza de vida junto con el descenso de la natalidad de los últimos años significa el envejecimiento de la población y esta puede ser la principal causa del aumento del número total de casos (véase gráfico 2 y 3).

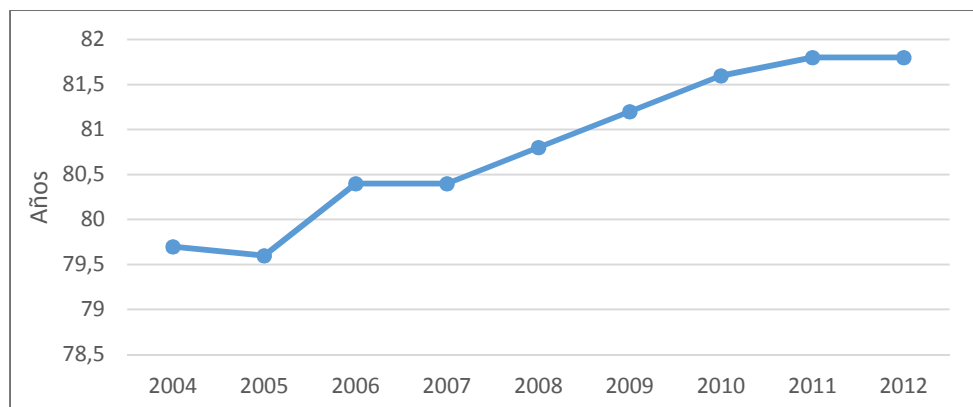


Gráfico 3: Esperanza de vida en España. Periodo 2004 – 2012.

Fuente: Elaboración propia a partir de datos del EUROSTAT.

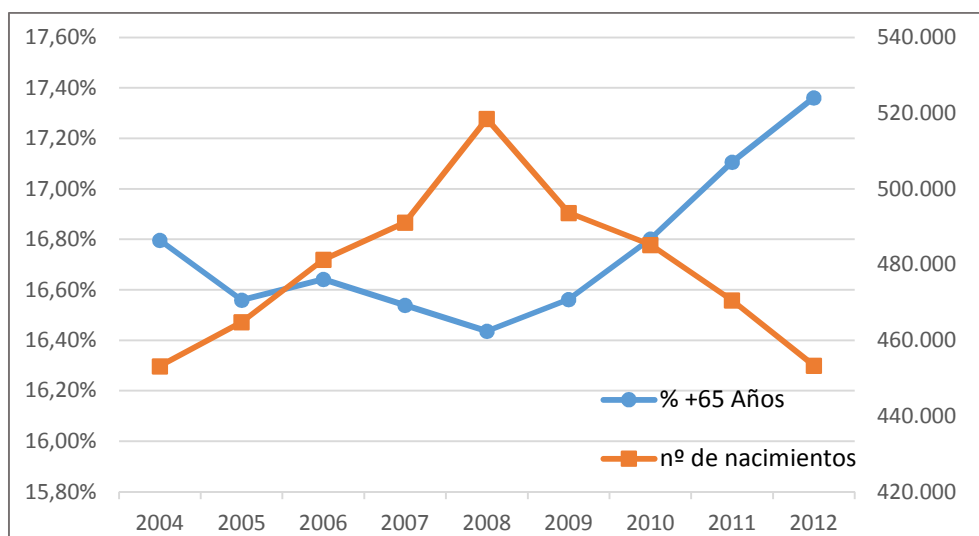


Gráfico 4: Porcentaje de población mayor de 65 años y número de nacimientos en España.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del INE

En el 2012, casi un 90% del total del número de fracturas de cadera ocurren en personas mayores de 65 años y la incidencia aumenta de forma exponencial a partir de esa edad, de 144 casos por cada 100.000 habitantes en menores de 65 a 2.116 casos por 100.000 habitantes entre 85 y 89 años y más de 3.000 casos por 100.000 habitantes en mayores de 95 años. (Gráfico 5 y 6).

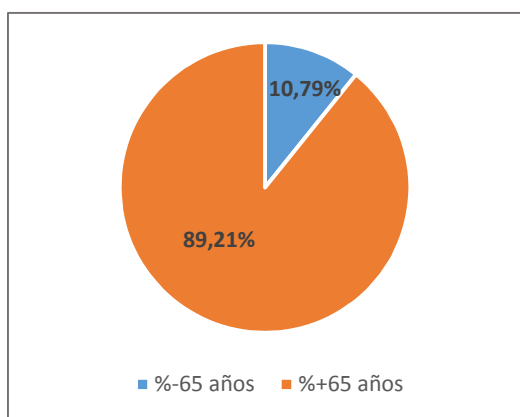


Gráfico 6: Porcentaje total de casos por edades. 2012

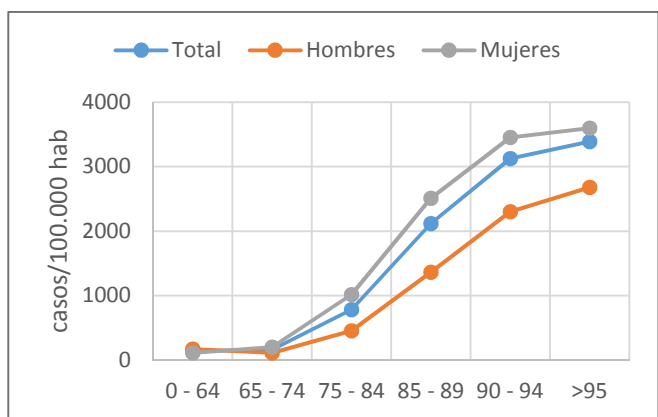


Gráfico 5: casos cada 100.000 hab. por grupos de edades y sexos. 2012

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del INE.

Entre sexos también hay una marcada diferencia. La osteoporosis es un factor importante en la incidencia de la fractura de cadera y las mujeres son más propensas a esta enfermedad. Por eso, aproximadamente 3 de cada 4 casos, se da en mujeres. Esta relación se ha mantenido durante los últimos años analizados (ver gráfico 7).

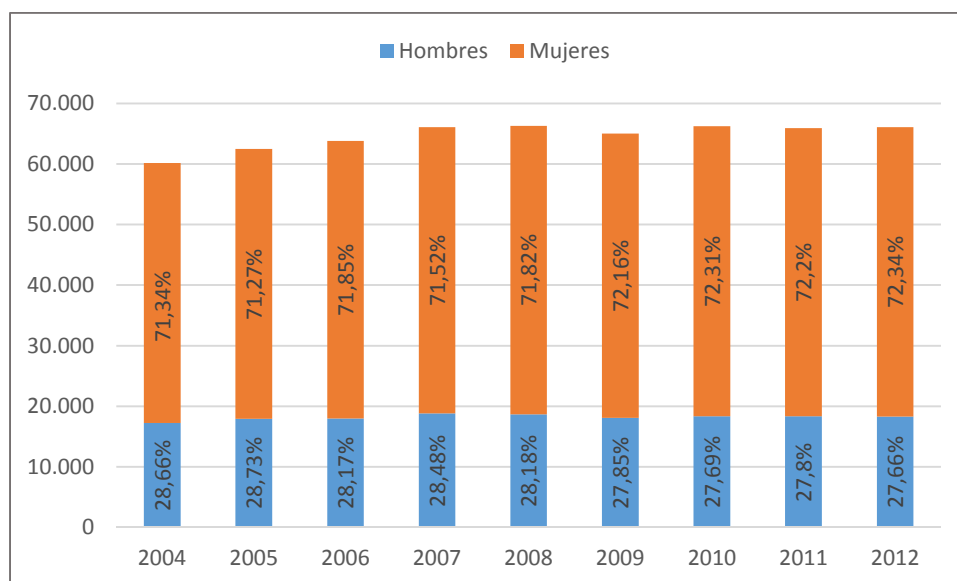
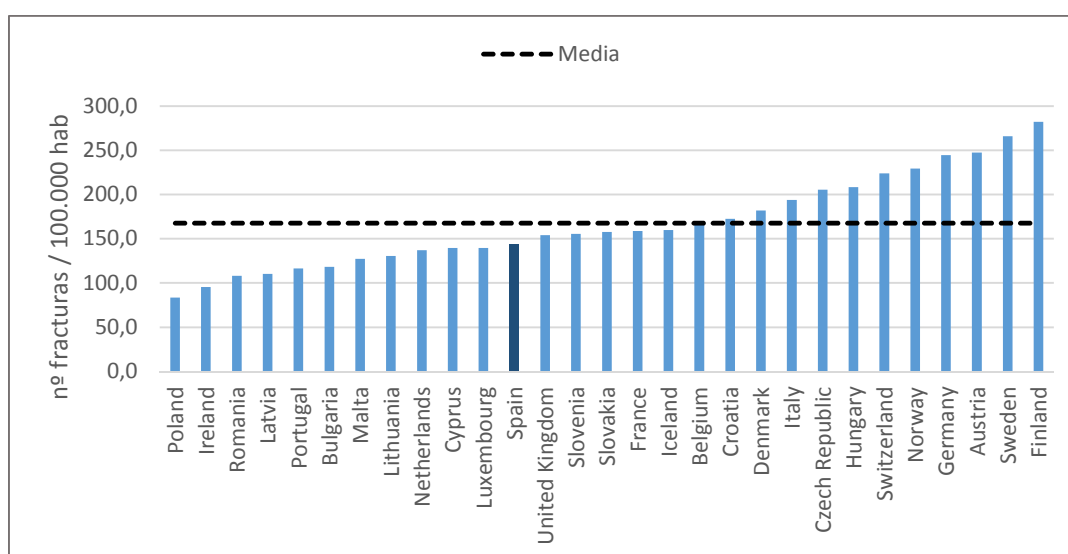


Gráfico 7: Relación de casos entre hombres y mujeres. Periodo 2004-2012.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del INE

En relación a los países europeos, el número de fracturas de cadera por cada 100.000 habitantes en España se sitúa por debajo de la media (En 2012, España 143,8 casos/100.000hab frente a 167.5 casos/100.000hab de media europea) (véase gráfico 8).

Gráfico 8: Número de casos por 100.000hab en los países de Europa. Año 2012



Fuente: Elaboración propia a partir de datos obtenidos de EUROSTAT.

A simple vista se pueda observar una alta incidencia en los países nórdicos y una menor incidencia en los mediterráneos pero la distribución no sigue un patrón común. La primera hipótesis podría ser que a mayor esperanza de vida en los países, mayor índice de fractura de cadera, pero esta relación no queda demostrada al analizar los dos parámetros pues se dibuja una nube de puntos poco uniforme y con muchas excepciones como algunos países del este con una baja esperanza de vida en incidencias en fractura de cadera muy baja con respecto a la media. Y lo mismo con países mediterráneos con una alta esperanza de vida y un número de altas hospitalarias por fractura de cadera superior a la media europea. (Caso ejemplo, Italia).

En conclusión:

Aunque se observa cierta tendencia muy alta en países del norte y más baja en mediterráneos, no podemos afirmar que este fenómeno esté asociado únicamente a la esperanza de vida en los países europeos. Tal vez entren en juego otros factores como la alimentación, campañas de prevención, factores ambientales o genéticos.

1.3. La magnitud de la artrosis de cadera en el sistema nacional de salud.

Según las estadísticas del Ministerio de Salud, en 2011 se registraron 17.821 altas por artrosis de cadera y se observa un incremento interanual aproximadamente de un 2% en la incidencia y un 22.2% más de casos que respecto al año 2001. (Ver tabla 3 y gráfico 9).

	Total altas	Incr. Interanual
2001	14.585	-
2002	15.463	6,02%
2003	15.718	1,65%
2004	15.976	1,64%
2005	16.683	4,43%
2006	17.138	2,73%
2007	17.207	0,40%
2008	17.494	1,67%
2009	17.868	2,14%
2010	18.193	1,82%
2011	17.821	-2,04%
media	16.741	2,04%
Incremento los últimos 10 años		22,19%

Tabla 3: Número de altas hospitalarias por artrosis en los últimos 9 años e incrementos.

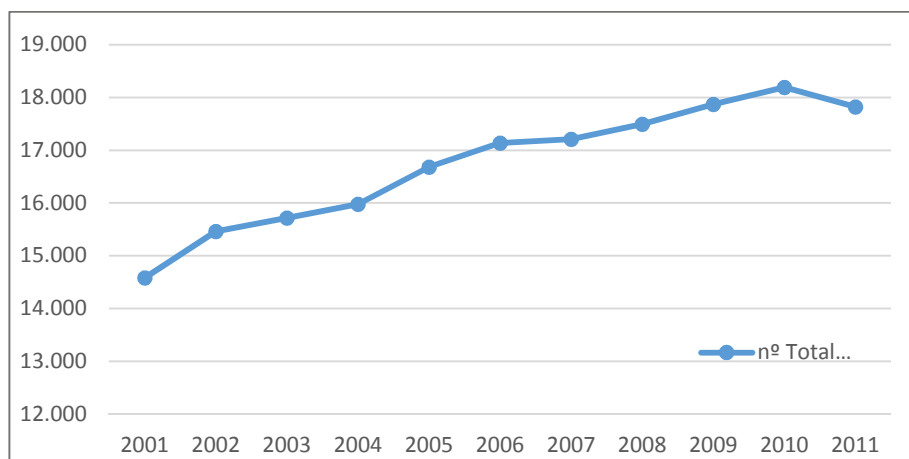


Gráfico 9: Número total de altas hospitalarias por artrosis de cadera. Periodo 2004 - 2012.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del Registro de altas hospitalarias de los hospitales del Sistema Nacional de Salud.

Es frecuente en personas mayores de 50 años y su incidencia aumenta de forma exponencial a partir de los 45 años por eso, al afectar a personas más mayores, el envejecimiento de la población sea la causa del incremento del total de altas. (Ver gráfico 10)

Respecto a la distribución por sexos, de acuerdo con las estadísticas, afecta casi por igual tanto a hombres y mujeres. (Ver gráfico 11)

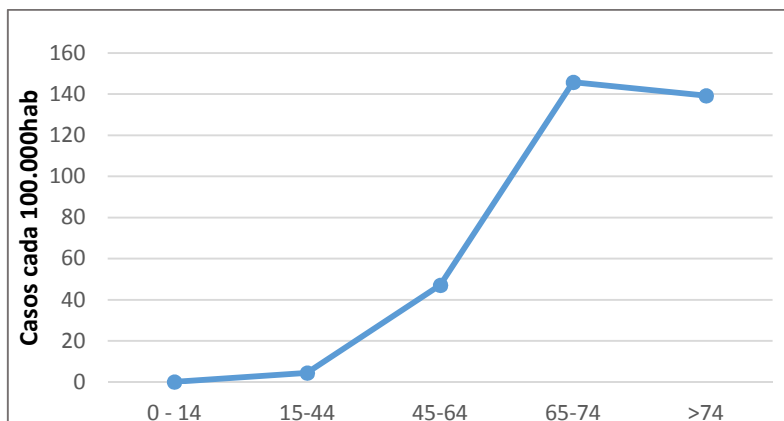


Gráfico 10: casos cada 100.000hab por grupos de edad. Año 2011.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del Registro de altas hospitalarias de los hospitales del Sistema Nacional de Salud.

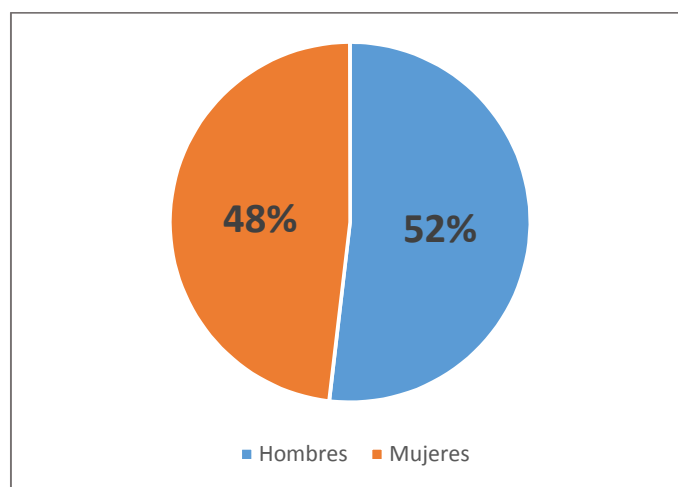


Gráfico 11: Relación de casos entre hombres y mujeres. Periodo 2004-2012.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del Registro de altas hospitalarias de los hospitales del Sistema Nacional de Salud.

2. CÁLCULOS

2.1. Análisis cinemático Biela-Manivela-Deslizadera

Utilizando el programa Working Model se ha analizado la cinemática del mecanismo Biela-Manivela-Deslizadera (BMD) propuesto. Se extrae la evolución de la posición de la barra biela-vástago en función del porcentaje de ciclo y se compara con la respuesta cinemática que propone la ISO 14242-1. Se utiliza el error relativo como modo de comparación donde:

$$Error\ relativo = \frac{Error\ Absoluto}{Fondo\ de\ escala} \text{ en } \%$$

Siendo:

- Fondo de escala= Valor máximo alcanzado.
- $Error\ Absoluto = |PosiciónISO - PosiciónBMD|$

Se obtiene el error absoluto ponderado y el error relativo ponderado a partir de la suma de los cuadrados tal que:

$$Error\ Ponderado = \sqrt{\frac{\sum_1^{N-1} error^2}{N}}$$

Los valores de la posición en función del tiempo y los valores de error se encuentran en la siguiente tabla y gráfico (Tabla 4, gráfico 12):

ISO 14242		BMD		Error absoluto	Error relativo
% de ciclo	°	°	°		
0%	25,00		24,9	0,100	0,40%
5%	23,95		23,767	0,182	0,73%
10%	20,90		20,529	0,369	1,48%
15%	16,15		15,616	0,530	2,12%
20%	10,16		9,584	0,573	2,29%
25%	3,52		3,017	0,500	2,00%
30%	-3,12		-3,509	0,385	1,54%
35%	-9,12		-9,434	0,316	1,26%
40%	-13,88		-14,207	0,329	1,32%
45%	-16,94		-17,323	0,385	1,54%
50%	-18,00		-18,408	0,408	1,63%
55%	-16,96		-17,323	0,364	1,45%
60%	-13,92		-14,208	0,290	1,16%
65%	-9,17		-9,435	0,262	1,05%
70%	-3,19		-3,511	0,322	1,29%
75%	3,45		3,016	0,433	1,73%
80%	10,09		9,582	0,510	2,04%
85%	16,09		15,614	0,476	1,90%
90%	20,86		20,528	0,330	1,32%
95%	23,93		23,766	0,162	0,65%
100%	25,00		24,9	0,100	0,40%

Tabla 4: Posición angular del movimiento FE de la ISO 14242-1 y el mecanismo BMD y valores de error.

Error Abs Ponderado	Error Relativo Ponderado	Error Abs máximo
0,373	1,49%	0,573

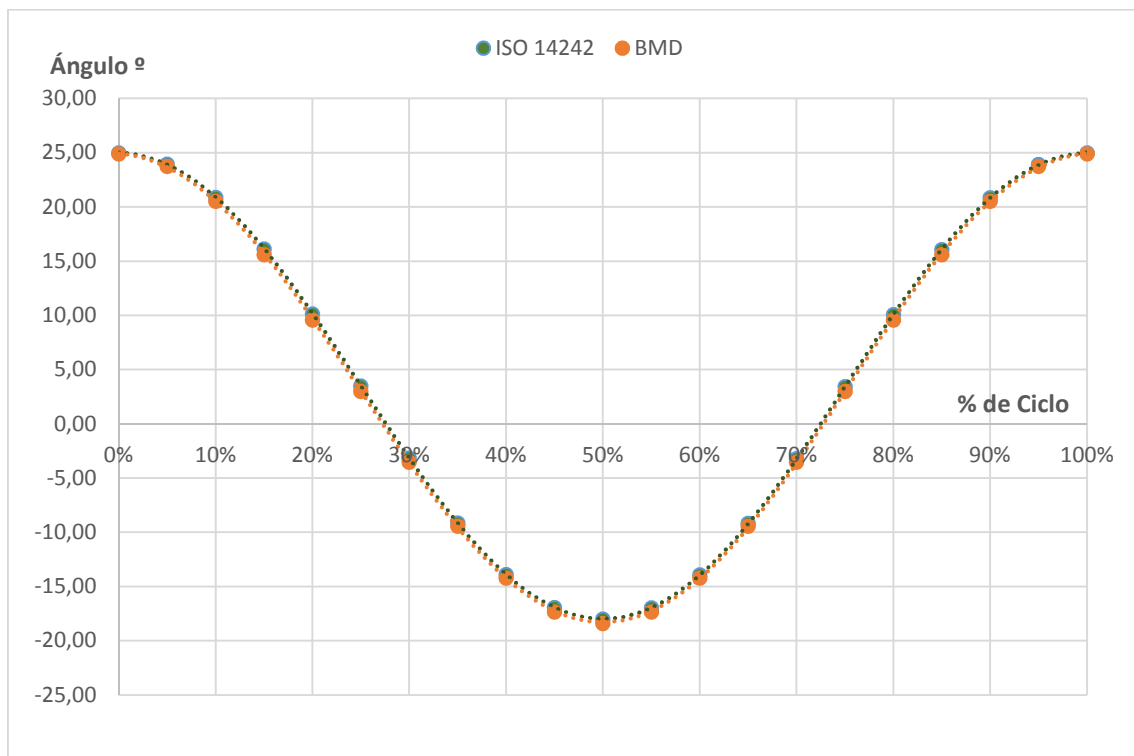


Gráfico 12: Respuesta cinemática de BMD frente a la propuesta por la ISO 14242-1.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del análisis con Working Model.

Las conclusiones del análisis de la respuesta de cinemática del mecanismo biela-manivela-deslizadera se encuentran en la memoria.

2.2. Análisis cinemático Yugo Escocés

Utilizando el programa Working Model se ha analizado la cinemática del mecanismo Yugo escocés propuesto. Se extrae la evolución de la posición de la barra vástago en función del porcentaje de ciclo y se compara con la respuesta cinemática que propone la ISO 14242-1. Se utiliza el error relativo como modo de comparación.

Se utilizan las mismas fórmulas que en el apartado anterior.

Los valores de la posición en función del tiempo y los valores de error se encuentran en la siguiente tabla y gráfico (Tabla 5, gráfico 13):

Las conclusiones del análisis de la respuesta de cinemática del mecanismo yugo escocés se encuentran en la memoria.

ISO 14242		Yugo escocés	Error absoluto	Error relativo
% de ciclo	φ	φ		
0%	25,00	25,03	0,027	0,11%
5%	23,95	23,90	0,049	0,20%
10%	20,90	20,68	0,214	0,86%
15%	16,15	15,80	0,344	1,37%
20%	10,16	9,81	0,347	1,39%
25%	3,52	3,29	0,228	0,91%
30%	-3,12	-3,19	0,064	0,25%
35%	-9,12	-9,07	0,053	0,21%
40%	-13,88	-13,80	0,083	0,33%
45%	-16,94	-16,88	0,057	0,23%
50%	-18,00	-17,96	0,044	0,18%
55%	-16,96	-16,88	0,078	0,31%
60%	-13,92	-13,80	0,123	0,49%
65%	-9,17	-9,07	0,108	0,43%
70%	-3,19	-3,19	0,001	0,01%
75%	3,45	3,29	0,160	0,64%
80%	10,09	9,81	0,282	1,13%
85%	16,09	15,80	0,288	1,15%
90%	20,86	20,68	0,174	0,69%
95%	23,93	23,90	0,028	0,11%
100%	25,00	25,03	0,027	0,11%

Error Abs Ponderado	Error Relativo Ponderado	Error abs máximo
0,171	0,68%	0,347

Tabla 5: Posición angular del movimiento FE de la ISO 14242-1 y el mecanismo yugo escocés y valores de error.

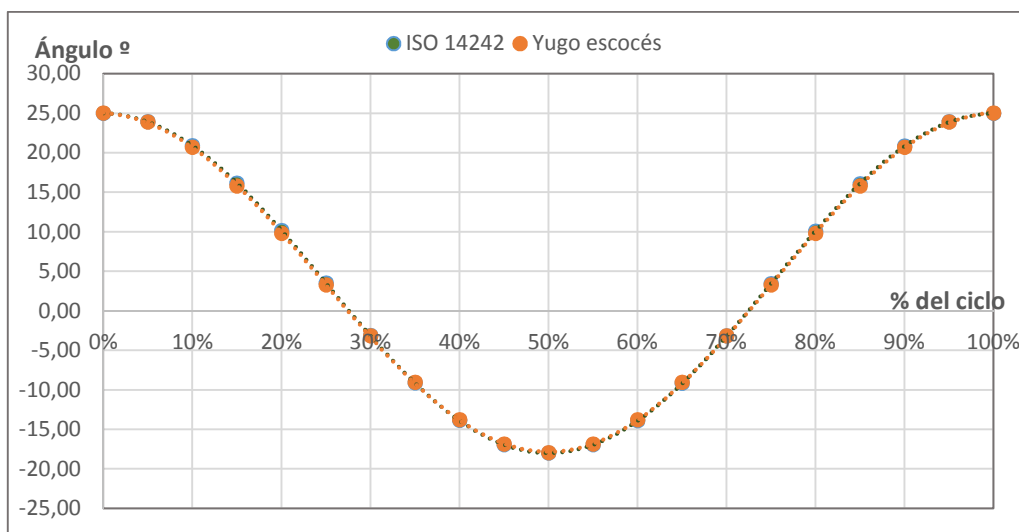


Gráfico 13: Respuesta cinemática del yugo escocés frente a la propuesta por la ISO 14242-1.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del análisis con Working Model.

2.3. Barra Vástago

Los esfuerzos a los que se ve sometida la barra vástago son:

- F_{2-v} , F_{0-v} . Reacciones en las articulaciones entre barra 2 y Vástago y barra fija con Vástago.
- Fuerza aplicada de 3kN.
- P. Peso propio de la barra.
- F_i , T_i . Fuerzas¹ y par de inercia.

La siguiente figura 1 muestra la distribución de las fuerzas en la barra respecto al eje global de coordenadas y la tabla 6 y el gráfico 14 la variación de las fuerzas respecto al porcentaje de ciclo.

La barra tiene las siguientes características:

Perfil redondo de diámetro 10 mm y una longitud de 330 mm. Material Acero S235JR, con una densidad de 7850 Kg/m³.

Nota: No se consideran las fuerzas de inercia. El valor máximo alcanzado en el eje horizontal y vertical es 0.489N y 0.231N respectivamente. Suponen aproximadamente un 0.1% respecto a la fuerza de 3kN aplicada.

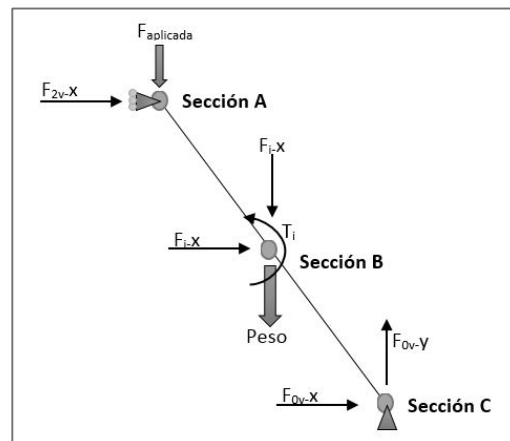


Figura 1: Diagrama de fuerzas barra vástago.

% ciclo	Posición o	F2v-x N	F2v-y N	P-y N	Fi-x N	Fi-y N	Ti N·m	F0v-x N	F0v-y N
0%	25,03	1417,43	3000	2,65	0	0	0,03	-1417,43	3002,03
5%	23,90	1346,53	3000	2,65	0	0	0,03	-1346,06	3002,21
10%	20,68	1149,54	3000	2,65	0	0	0,02	-1149,14	3002,10
15%	15,80	865,92	3000	2,65	0	0	0,01	-865,64	3001,98
20%	9,81	536,04	3000	2,65	0	0	0,01	-535,89	3001,88
25%	3,29	190,76	3000	2,65	0	0	0,00	-190,76	3001,85
30%	-3,19	-147,11	3000	2,65	0	0	-0,01	146,96	3001,87
35%	-9,07	-456,42	3000	2,65	0	0	-0,02	456,13	3001,95
40%	-13,80	-711,95	3000	2,65	0	0	-0,02	711,56	3002,05
45%	-16,88	-883,78	3000	2,65	0	0	-0,03	883,31	3002,14
50%	-17,96	-944,82	3000	2,65	0	0	-0,03	944,33	3002,18
55%	-16,88	-883,78	3000	2,65	0	0	-0,03	883,31	3002,14
60%	-13,80	-711,95	3000	2,65	0	0	-0,02	711,56	3002,05
65%	-9,07	-456,42	3000	2,65	0	0	-0,02	456,13	3001,95
70%	-3,19	-147,11	3000	2,65	0	0	-0,01	146,96	3001,87
75%	3,29	190,76	3000	2,65	0	0	0,00	-190,76	3001,85
80%	9,81	536,04	3000	2,65	0	0	0,01	-535,89	3001,88
85%	15,80	865,92	3000	2,65	0	0	0,01	-865,64	3001,98
90%	20,68	1149,54	3000	2,65	0	0	0,02	-1149,14	3002,10
95%	23,90	1346,53	3000	2,65	0	0	0,03	-1346,06	3002,21
100%	25,03	1417,82	3000	2,65	0	0	0,03	-1417,34	3002,26

Tabla 6: Variación de las fuerzas en la barra vástago en función del porcentaje de ciclo

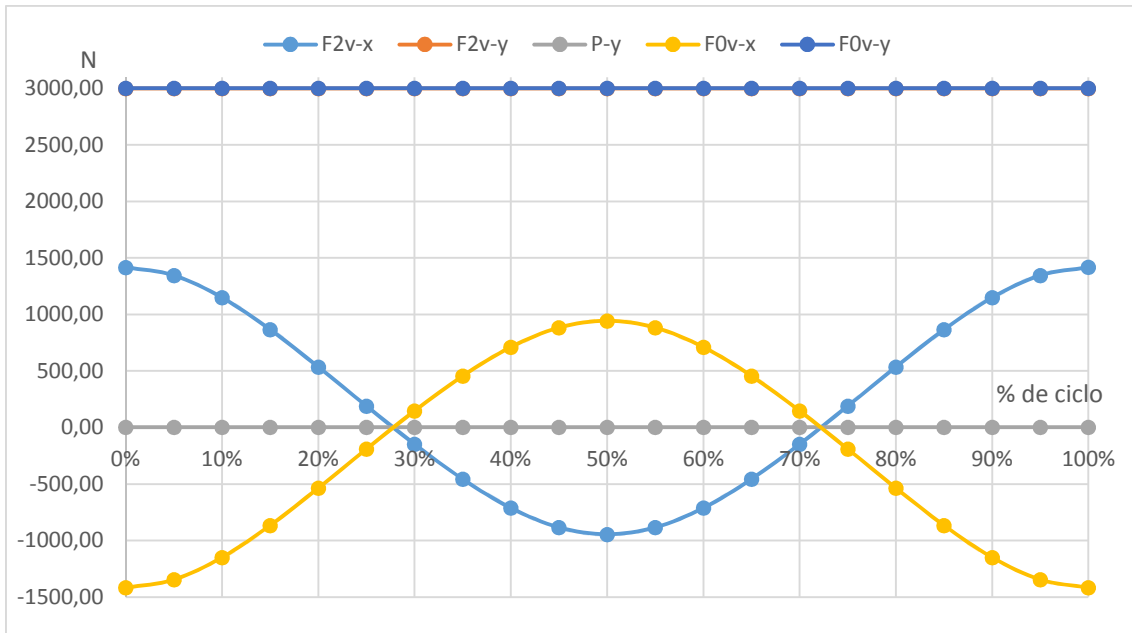


Gráfico 14: Variación de las fuerzas en la barra vástago en función del porcentaje de ciclo

Se trasladan estas reacciones a los ejes de coordenadas locales de la barra (figura 2).

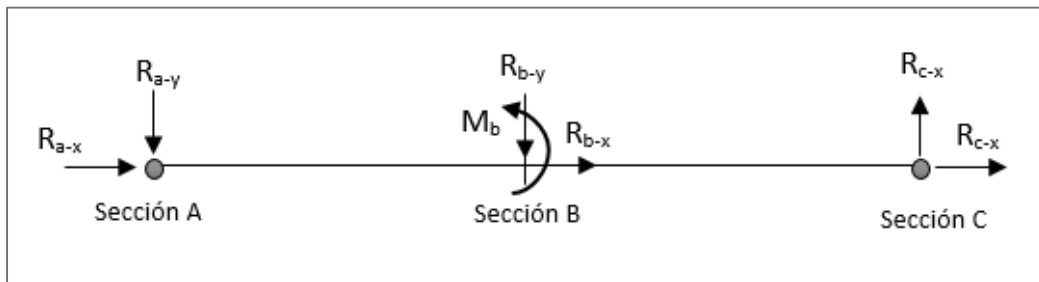


Figura 2: Reacciones de la barra vástago.

$$R_{a-x} = F_{2v-x} \cdot \text{sena} + F_{2v-y} \cdot \text{cosa}$$

$$R_{a-y} = F_{2v-x} \cdot \text{cosa} - F_{2v-y} \cdot \text{sena}$$

$$R_{b-x} = P_y \cdot \text{cosa}$$

$$R_{b-y} = P_y \cdot \text{sena}$$

$$M_b = T_i - R_{a-y} \cdot \frac{L}{2}$$

$$R_{c-x} = F_{0v-x} \cdot \text{sena} - F_{0v-y} \cdot \text{cosa}$$

$$R_{c-y} = F_{0v-x} \cdot \text{cosa} + F_{0v-y} \cdot \text{sena}$$

Donde α es el ángulo de la posición del vástago en cada instante del ciclo y L la longitud del vástago.

Y la tabla 7 con los valores de las reacciones en función del ángulo de la barra vástago.

% ciclo	Posición o	Ra-x N	Ra-y N	Rb-x N	Rb-y N	Mb N·m	Rc-x N	Rc-y N
0%	25,03	3317,996	0,440	2,396	-1,132	-0,042	-3319,827	0,425
5%	23,90	3288,333	0,721	2,418	-1,085	-0,091	-3290,160	0,608
10%	20,68	3212,698	0,603	2,475	-0,948	-0,077	-3214,519	0,517
15%	15,80	3122,471	0,454	2,546	-0,735	-0,060	-3124,291	0,371
20%	9,81	3047,513	0,248	2,609	-0,466	-0,034	-3049,340	0,232
25%	3,29	3006,059	0,070	2,645	-0,168	-0,012	-3007,901	0,047
30%	-3,19	3003,605	-0,126	2,647	0,130	0,013	-3005,466	-0,116
35%	-9,07	3034,521	-0,353	2,620	0,398	0,043	-3036,404	-0,224
40%	-13,80	3083,323	-0,503	2,578	0,611	0,061	-3085,228	-0,356
45%	-16,88	3127,469	-0,632	2,542	0,748	0,077	-3129,393	-0,420
50%	-17,96	3145,262	-0,670	2,528	0,796	0,082	-3147,194	-0,450
55%	-16,88	3127,469	-0,632	2,542	0,748	0,077	-3129,393	-0,420
60%	-13,80	3083,323	-0,503	2,578	0,611	0,061	-3085,228	-0,356
65%	-9,07	3034,521	-0,353	2,620	0,398	0,043	-3036,404	-0,224
70%	-3,19	3003,605	-0,126	2,647	0,130	0,013	-3005,466	-0,116
75%	3,29	3006,059	0,070	2,645	-0,168	-0,012	-3007,901	0,047
80%	9,81	3047,513	0,248	2,609	-0,466	-0,034	-3049,340	0,232
85%	15,80	3122,471	0,454	2,546	-0,735	-0,060	-3124,291	0,371
90%	20,68	3212,698	0,603	2,475	-0,948	-0,077	-3214,519	0,517
95%	23,90	3288,333	0,721	2,418	-1,085	-0,091	-3290,160	0,608
100%	25,03	3318,164	0,795	2,396	-1,132	-0,101	-3319,998	0,604

Tabla 7: Reacciones en la barra vástago en función de su ángulo.

En la tabla 8 las tensiones axiles y flectores en las tres secciones de la barra vástago.

$$Tensión Axil = \frac{F}{A}$$

$$Tensión Flector = \frac{32 \cdot M}{\pi \cdot d^3}$$

Donde F es la fuerza en la sección, A el área, M el momento flector de la sección y d el diámetro de la barra.

Tensiones (Mpa)							
		Secc A		Secc B		Secc C	
% ciclo	Posición °	Axil (comp)	Flector	Axil (comp)	Flector	Axil (comp)	Flector
0%	25,28	42,25	0	42,28	-0,43	42,27	0
5%	24,16	41,87	0	41,90	-0,93	41,89	0
10%	20,96	40,91	0	40,94	-0,79	40,93	0
15%	16,09	39,76	0	39,79	-0,61	39,78	0
20%	10,13	38,80	0	38,84	-0,35	38,83	0
25%	3,64	38,27	0	38,31	-0,12	38,30	0
30%	-2,81	38,24	0	38,28	0,13	38,27	0
35%	-8,64	38,64	0	38,67	0,44	38,66	0
40%	-13,34	39,26	0	39,29	0,62	39,28	0
45%	-16,40	39,82	0	39,85	0,79	39,84	0
50%	-17,47	40,05	0	40,08	0,84	40,07	0
55%	-16,40	39,82	0	39,85	0,79	39,84	0
60%	-13,34	39,26	0	39,29	0,62	39,28	0
65%	-8,64	38,64	0	38,67	0,44	38,66	0
70%	-2,81	38,24	0	38,28	0,13	38,27	0
75%	3,64	38,27	0	38,31	-0,12	38,30	0
80%	10,13	38,80	0	38,84	-0,35	38,83	0
85%	16,09	39,76	0	39,79	-0,61	39,78	0
90%	20,96	40,91	0	40,94	-0,79	40,93	0
95%	24,16	41,87	0	41,90	-0,93	41,89	0
100%	25,28	42,25	0	42,28	-1,03	42,27	0

Tabla 8: Tensiones en la barra vástago.

La sección B es la más crítica por combinación de tensiones Axil más Flector. Se representa en el gráfico 15 la variación de las tensiones en función del porcentaje de ciclo.

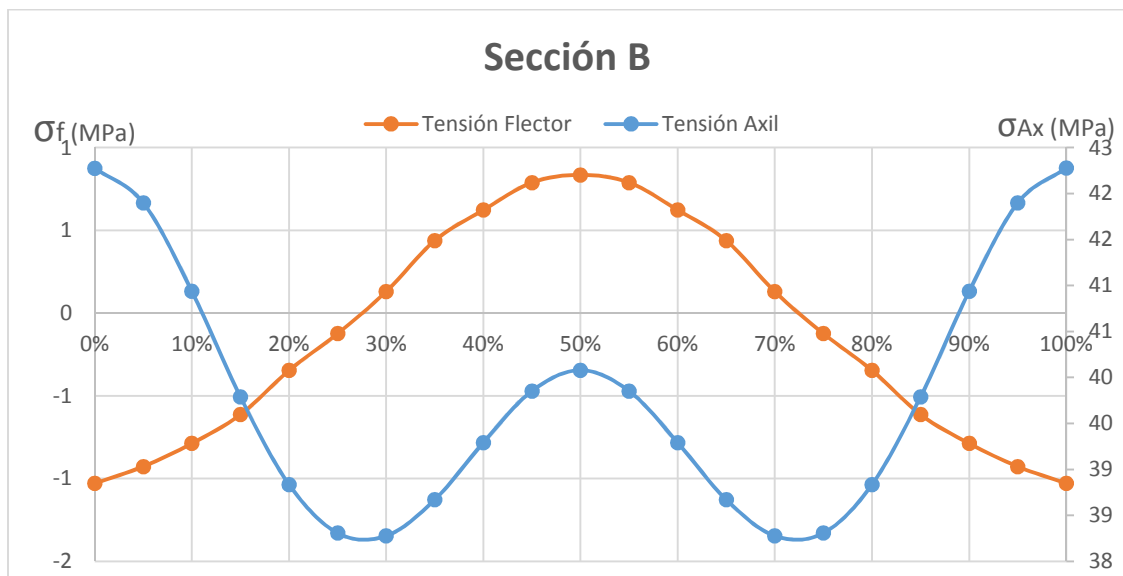


Gráfico 15: Tensiones en la sección B en función del porcentaje de ciclo.

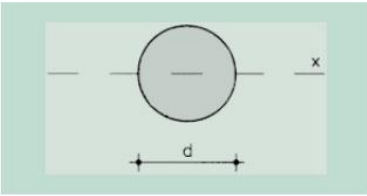
Dimensionado de la barra

Se parte de la hipótesis anteriormente citada: Barra de perfil redondo, diámetro 10mm, longitud 330mm. Con un acero estructural S235JR.

Se comprobará la barra a Pandeo, Resistencia y fatiga.

Tablas del perfil y acero.

Tabla 2.A1.8. Redondos



A = Área de la sección
 I_x = Momento de inercia de la sección
 $W_x = 2I_x / d$: d. Módulo resistente de la sección
 $i_x = \sqrt{I_x / A}$: Radio de giro de la sección
 u = Perímetro de la sección
 p = Peso por m

Producto	Dimensiones		Términos de sección				Peso
	d mm	u mm	A cm ²	I_x cm ⁴	W_x cm ³	i_x cm	p kp/m
Ø 10	10	31,4	0,785	0,049	0,098	0,250	0,617 P

Norma Standard Norma	Calidades Grades Tipi	Limite elástico mínimo R_{eH} Minimum yield strength R_{eH} Limite elastico minimo R_{eH}						Resistencia a la tracción R_m Tensile strength R_m Resistenza alla trazione R_m		Alargamiento mínimo A Minimum elongation A Allungamento minimo A $L_0 = 5,65 \cdot \sqrt{S_0}$ %				Ensayo de flexión por choque Notch impact test Prova di resilienza	
		MPa						MPa		MPa				Temperatura Temperature Temperatura	Energía mín. absorbida ¹⁾ Min. absorbed energy ¹⁾ Energia min. assorbita ¹⁾
		Espesor nominal (mm) Nominal thickness (mm) Spessore nominale (mm)		Espesor nominal (mm) Nominal thickness (mm) Spessore nominale (mm)		Espesor nominal (mm) Nominal thickness (mm) Spessore nominale (mm)		Espesor nominal (mm) Nominal thickness (mm) Spessore nominale (mm)		Temperatura Temperature Temperatura		Energía mín. absorbida ¹⁾ Min. absorbed energy ¹⁾ Energia min. assorbita ¹⁾			
		≤16	>16 ≤40	>40 ≤63	>63 ≤80	>80 ≤100	>100 ≤140	≥3 ≤100	>100 ≤140	≥3 ≤40	>40 ≤63	>63 ≤100	>100 ≤140	°C	J
EN 10025-2: 2004	S235JR S235JO S235J2*	235	225	215	195	360-510	350-500	26	25	24	22	+20 0 -20	27 27 27		

Fuente: Perfiles y Barras comerciales. ArcelorMittal

Cálculo a Pandeo

Según los apuntes de Lapuebla, A., el pandeo significa inestabilidad elástica. Aparece en elementos sometidos a compresión. La barra Vástago soporta una importante axil de compresión, por eso el primer cálculo a considerar para dimensionar la barra es Pandeo. Se parte de la hipótesis de dimensión enunciada en el apartado anterior y se comprueba que este perfil y material cumple a pandeo.

Para elementos sometidos a compresión, el valor del esfuerzo axil de compresión de la barra deberá verificar:

$$N_{Ed} \leq N_{b,Rd}$$

Donde:

- N_{Ed} es el axil de compresión calculado en el análisis dinámico.
- $N_{b,Rd}$ es la resistencia a pandeo del elemento comprimido.

Y:

$$N_{b,Rd} = \frac{X \cdot A \cdot f_y}{\gamma_{m1}}$$

Donde:

- X es el coeficiente de reducción.
- γ_{m1} el coeficiente para la resistencia para estado límite último.

Resistencia de las secciones transversales.	$\gamma_{M0} = 1,05^{(1)}$
Resistencia de elementos estructurales frente a inestabilidad.	$\gamma_{M1} = 1,05^{(1),(2)}$
Resistencia a rotura de las secciones transversales en tracción.	$\gamma_{M2} = 1,25$
Resistencia de las uniones.	$\gamma_{M2} = 1,25$
Resistencia al deslizamiento de uniones con tornillos pretensados:	
— En estado límite último (uniones categoría C) (ver apartados 58.2 y 58.8).	$\gamma_{M3} = 1,25$
— En estado límite de servicio (uniones categoría B) (ver apartados 58.2 y 58.8).	$\gamma_{M3} = 1,10$

Fuente: CTE DB SE-A

Y:

$$X = \frac{1}{\Phi + \sqrt{\Phi^2 + \lambda_{red}^2}}$$

$$\Phi = 0.5[1 + \alpha(\lambda_{red} - 0.2) + \lambda_{red}^2]$$

$$\lambda_{red} = \frac{\lambda}{\lambda_{lim}}$$

$$\lambda_{lim} = \sqrt{\frac{\pi^2 E}{f_y}}$$

$$\lambda = \frac{l \cdot \beta}{i}$$

α =Coeficiente de reducción

E= Módulo de Young

f_y =Límite de fluencia

l=longitud de la barra

β =Beta de pandeo

i=radio de giro

Curva de pandeo	a_0	a	b	c	d
Coefficiente de imperfección α	0,13	0,21	0,34	0,49	0,76

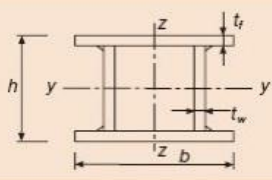
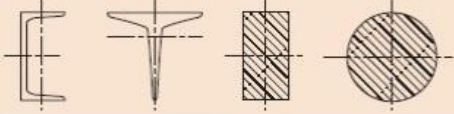

Sección transversal	Límites	Pandeo alrededor del eje	Curva de pandeo		
			S 235 S 275 S 355 S 420	S 460	
Secciones de vigas en cajón armadas soldadas		En general (excepto caso recuadro inferior)	Cualquiera	b	b
			Soldadura gruesa $a > 0,5t_f$ $b/t_f < 30$ $h/t_w < 30$	Cualquiera	c
Secciones de perfiles en U, en T y macizas		Cualquiera	c	c	
Secciones de perfiles angulares		Cualquiera	b	b	

Tabla 9: Valor de coeficiente de imperfección y elección de curvas de pandeo. Fuente: CTC DB SE-A

Configuración de los apoyos en los extremos de una barra sometida a pandeo				
	Empotrado-Libre	Empotrado-Articulado	Articulado-Articulado	Empotrado-Empotrado
Beta de Pandeo	2	0,7	1	0,5

Tabla 10: Beta de Pandeo en la configuración de los extremos de una barra. Fuente: Lapuebla, A. (2012)

Con las fórmulas y la tabla de parámetros necesarios de nuestro perfil y acero calculamos la barra a pandeo.

Parámetros			Pandeo	
Fuerza axil máxima (Ned)	3320,00	N	λ_{lim}	93,91
longitud	0,33	m	λ	132,00
Beta de pandeo	1		λ_{red}	1,41
E	210000	MPa	ϕ	1,78
f_y	235	MPa	χ	0,35
i	0,0025	m	Nb,rd	6102,50
A	7,854E-05	m ²	Nb,rd > N _{máx} ?	CUMPLE
α	0,49	curva c		
Ym1	1,05			

Por tanto nuestro perfil cumple a Pandeo además con un coeficiente de seguridad de:

$$X_{seg} = \frac{N_{b,Rd}}{N_{Ed}} = \frac{6102,5}{3320} = 1.838$$

Cálculo a Resistencia

Sabiendo que el perfil y el acero escogido cumplen a pandeo, comprobamos que también cumpla a resistencia al fallo por fluencia.

Según los apuntes de Lapuebla, A., la fórmula empleada es:

$$\frac{N}{A \cdot f_{y_{lim}}} + \frac{M}{W \cdot f_{y_{lim}}} < 1$$

Donde:

-N es igual al axil máximo de nuestra barra.

-A es la sección del perfil.

-M es el flector máximo en la sección.

-W es módulo resistente elástico respecto a un eje de la sección.

- $f_{y_{lim}}$ es el límite elástico máximo soportado. El límite elástico del material (S_y) dividido un coeficiente de seguridad.

$$f_{y_{lim}} = \frac{S_y}{X_{seg}}$$

Con los parámetros del perfil y acero calculamos la barra a resistencia:

Acero	S235JR		Perfil Redondo			Sección B		
Sy	235	MPa	d	0,01	m	Nmax	3319,827	N
Su	400	MPa	A	7,85E-05	m ²	Mmax	0,101	N·m
E	210000	MPa	Ix	4,9E-11	m ⁴			
Coef Poison	0,3		Wx	9,80E-08	m ³			
Fylim	156,667	Mpa	I	0,0025	m			
X	1,5							

S235JR	Resultado:	0,276	CUMPLE
--------	------------	-------	--------

$$\frac{N}{A \cdot f_{y_{lim}}} + \frac{M}{W \cdot f_{y_{lim}}} = \frac{3319,827}{7.85 \cdot 10^{-5} \cdot 156,67 \cdot 10^6} + \frac{0.101}{9,8 \cdot 10^{-8} \cdot 156,67 \cdot 10^6} = 0,276 < 1$$

Por tanto, el perfil y el acero cumplen holgadamente a resistencia al fallo por fluencia.

Cálculo a Fatiga

Se comprueba si la barra vástago aguantará fatiga a vida infinita (1 millón de ciclos). La sección B es la más desfavorable al tener combinación de esfuerzos axiles y flectores. Suponiendo que toda la barra soporta estos esfuerzos, a partir de las respectivas tensiones máximas y mínimas se obtiene la tensión media y alternante de cada una de ellas donde:

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2}$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2}$$

Por tanto nuestra barra:

Tensión Axil (Mpa)		Tensión Flector (Mpa)	
$\Sigma_{m\acute{a}x}$	$\sigma_{m\acute{i}n}$	$\sigma_{m\acute{a}x}$	$\sigma_{m\acute{i}n}$
42,279	38,277	0,835	-1,029
Σ_m	Σ_a	σ_m	σ_a
40,278	2,001	-0,097	0,932
COMPRESIÓN			

Según los apuntes Tecnología de máquinas, dep. Ing Mecánica y materiales de la UPV, las tensiones de compresión son favorables a la fatiga por lo tanto no se considerarán en el cálculo. Las tensiones media del flector suponen menos del 10% del fondo de escala por tanto tampoco se tendrán en cuenta.

La curva tensión-vida o curva S-N relaciona la amplitud de la tensión real o nominal en función del número de ciclos necesarios para producir el fallo. Por eso a partir de la curva S-N del acero escogido se calculará los ciclos que soporta la barra y se comprobará si soporta más de 1 millón de ciclos. Esta curva se aproxima a una recta en escala lineal-logarítmica y puede utilizarse esta expresión:

$$S_N = A + B \cdot \log N$$

Donde A y B son las constantes de ajuste y SN el límite de fatiga asociado a N número de ciclos.

Para poder obtener las constantes de la curva hay que calcular el límite de fatiga a 10^6 ciclos (S_e) y a 10^3 ciclos (S_{10^3}) de una probeta del acero escogido. Para esto se necesitan los factores de corrección.

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e S'_e$$

$$S_{10^3} = k_a k_b k_c k_d k_e S'_{10^3}$$

Donde:

K_a = factor de superficie

K_b =factor de tamaño

K_c = factor de tipo de carga

K_d =factor de temperatura

K_e = Otros factores

S'_e y S'_{10^3} = límite a fatiga de la probeta de acero a 10^3 y 10^6 ciclos.

Factor de superficie k_a :

Relacionado con el acabado de la pieza. Se aproxima con esta fórmula:

$$k_a = a \cdot S_u^b$$

Donde S_u es el límite de fractura a tracción del acero y los parámetros a y b se definen en la siguiente tabla:

ACABADO SUPERFICIAL	Factor a (MPa)	Exponente b
Rectificado	1.58	-0.085
Mecanizado o laminado en frío	4.51	-0.265
Laminado en caliente	57.7	-0.718
Forjado	272.0	-0.995

Tabla 11: Definición de factor de superficie para aceros.

Fuente: Apuntes de la asignatura Tec. de Máquinas. DIMM. UPV

Para 10^3 puede omitirse esta corrección.

Factor de tamaño k_b :

Puede estimarse a partir de la ecuación:

$$k_b = \left(\frac{d}{7.62}\right)^{-0.107} \quad 2.79 \leq d \leq 51 \text{ mm}$$

El efecto del tamaño para vidas bajas (10^3) puede omitirse.

Factor tipo de carga k_c :

Depende de:

$$k_c = \begin{cases} 0.8 & \text{Carga Axial} \\ 1 & \text{Flexión} \\ 0.577 & \text{Cortante o Torsión} \end{cases}$$

Factor de Temperatura k_d :

T, °C	20	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500	550	600
S_{eT}/S_e	1.000	1.010	1.020	1.025	1.020	1.00	0.975	0.927	0.922	0.840	0.766	0.670	0.546

Tabla 12: Definición de factor de temperatura

Fuente: Apuntes de la asignatura Tec. de Máquinas. DIMM. UPV

Otros factores k_e :**Factor de confiabilidad:**

Confiabilidad	0.5	0.9	0.95	0.99	0.999	0.9999
Factor de corrección	1.0	0.897	0.868	0.814	0.753	0.702

Tabla 13: Definición de factor de confiabilidad

Fuente: Apuntes de la asignatura Tec. de Máquinas. DIMM. UPV

Algunos tratamientos superficiales como cromado o niquelado, uniones por soldaduras y concentradores de tensiones (entallas, cambios de sección, etc.) Pueden reducir notablemente el límite de fatiga del material.

Límite de fatiga en probetas:

El límite de fatiga en la probeta se estima:

$$S'_e = 0.5 \cdot S_{ut} \quad S_u < 1400 \text{MPa}$$

$$S'_{10^3} = 0.9 \cdot S_u$$

Donde:

 S_{ut} = resistencia a la rotura por tracción del acero S_u = Límite de rotura del acero

Por tanto los datos de la barra a analizar considerando: carga de flexión, confiabilidad del 99%, temperatura sobre los 38°C y no consideran concentradores de tensión.

ACERO S235JR	Sy	235	MPa
	Su	400	MPa
Se=ka·kb·kc·kd·ke·kf·Se'			
Se'	200	Se10^3	360
Ka	0,781	ka'	1
Kb	0,9713	kb'	1
Kc	1	kc'	1
Kd	1	kd'	1
Ke	0,814	ke'	0,814
Kf	1	kf'	1

Y los límites de fatiga correspondientes al número de ciclo:

Se	123,52	Mpa	1E+06	Ciclos
S10^3	293,04	MPa	1E+03	Ciclos

Y a partir de estos datos se realiza la curva S-N y se extrae la ecuación con las constantes de ajuste:

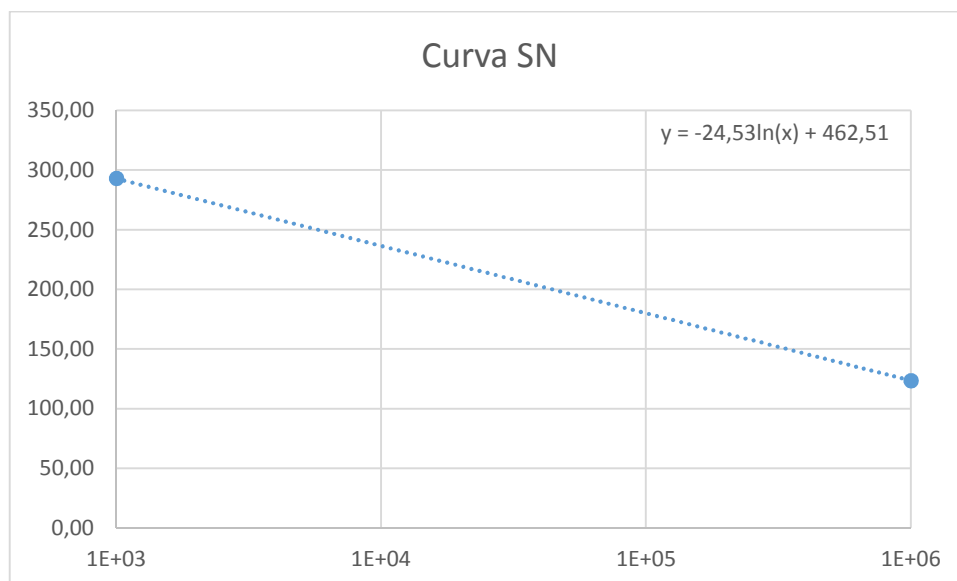


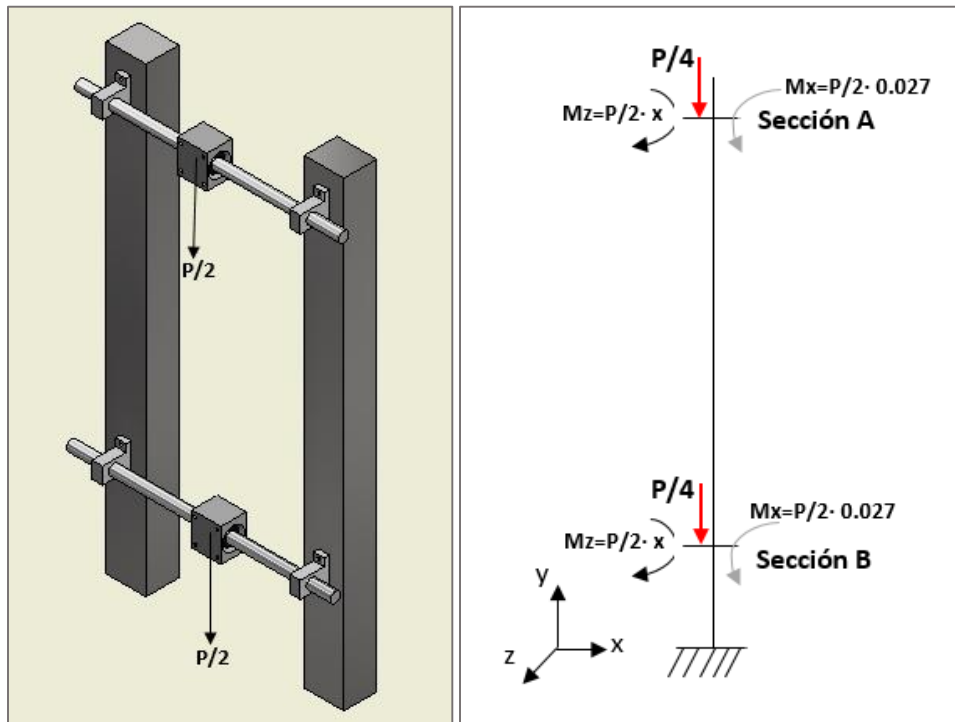
Gráfico 16: Curva S-N

A partir de la ecuación y las constantes de ajuste, se comprueba la vida en número de ciclos de la barra vástago. No se considera el efecto de las tensiones medias por lo que la tensión máxima en valor absoluto a la que se somete la barra es 1.029MPa. Este valor está muy por debajo de la tensión límite de fatiga a 10^6 ciclos, por lo que la barra cumple a vida infinita.

2.4. Estructura

Perfiles

El esfuerzo al que se ve sometido cada perfil es el peso del Seguidor más el peso de los componentes de las guías lineales con rodamientos. Aproximadamente unos 5.5Kg el Seguidor y 1.8Kg cada guía lineal. A partir de la figura croquis de la unión seguidor-barra fija se representa el peso y se elabora un diagrama simple del perfil con la distribución de fuerzas y momentos.



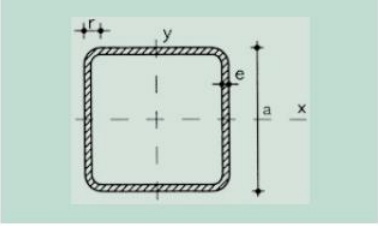
La sección B es la más desfavorable y los esfuerzos máximos aparecen cuando el carro de la guía lineal se encuentra en el punto más alejado ($x=0.24m$).

$$Sección B \begin{cases} Axil = P + P_{pilar} = -(36.5N + 18.1) = -54.6 N \text{ Compresión} \\ M_z = P \cdot x_{m\acute{a}x} = 73N \cdot 0.24m = 17.52Nm \\ M_x = P \cdot z = 73N \cdot 0.027 = 1.97Nm \end{cases}$$

$$M_{eq} = \sqrt{M_z^2 + M_x^2} = 17.63Nm$$

Se selecciona para los pilares, un perfil hueco cuadrado 50.2 de material de acero S235JR con las siguientes características:

Tabla 2.A2.2. Perfiles huecos cuadrados



r = Radio exterior de redondeo
 u = Perímetro
 A = Área de la sección
 S = Momento estático de media sección, respecto al eje X o Y
 I = Momento de inercia de la sección, respecto al eje X o Y
 W = 2I : d. Módulo resistente de la sección, respecto al eje X o Y
 i = $\sqrt{I:A}$. Radio de giro de la sección, respecto al eje X o Y
 It = Módulo de torsión de la sección

Perfil	Dimensiones				Términos de sección						Peso	
	a mm	e mm	r mm	u mm	A cm ²	S cm ³	I cm ⁴	W cm ³	i cm	I _t cm ⁴	p kg/m	
# 40.2	40	2	5	151	2,90	2,04	6,60	3,40	1,53	11,3	2,28	P
# 40.3	40	3	8	147	4,13	2,80	9,01	4,51	1,48	15,6	3,24	P
# 40.4	40	4	10	143	5,21	3,40	10,50	5,26	1,42	18,9	4,09	P
# 45.2	45	2	5	171	3,30	2,63	9,94	4,42	1,74	16,3	2,59	C
# 45.3	45	3	8	167	4,73	3,65	13,40	5,95	1,68	22,9	3,71	C
# 45.4	45	4	10	163	6,01	4,49	15,90	7,07	1,63	28,2	4,72	C
# 50.2	50	2	5	191	3,70	3,30	13,90	5,57	1,94	22,7	2,91	P
# 50.3	50	3	8	187	5,33	4,62	19,00	7,59	1,89	32,0	4,18	P
# 50.4	50	4	10	183	5,81	5,73	22,90	9,15	1,83	39,9	5,35	P
# 55.2	55	2	5	211	4,10	4,04	18,90	6,86	2,14	30,5	3,22	C
# 55.3	55	3	8	207	5,93	5,70	25,90	9,43	2,09	43,4	4,66	C
# 55.4	55	4	10	203	7,61	7,12	31,60	11,50	2,04	54,5	5,97	C

Figura 3: Tabla de Perfil hueco cuadrado normalizado. (NBE EA-95)

Cálculo a resistencia a fallo por fluencia:

$$\frac{N}{A \cdot f_{y\lim}} + \frac{M}{W \cdot f_{y\lim}} < 1$$

Acero	S235JR		Perfil cuadrado			Sección B		
Sy	235	MPa	a	0,05	m	Nmax	54,6	N
Su	400	MPa	A	3,7E-04	m ²	Mmax	17,63	N·m
E	210000	MPa	Ix	13,9E-7	m ⁴			
Coef Poisson	0,3		Wx	5,57E-06	m ³			
Fylim	156,667	Mpa	ix	0,0194	m			
X	1,5							

S235JR	Resultado:	0,021	CUMPLE
--------	------------	-------	--------

$$\frac{N}{A \cdot f_{y\lim}} + \frac{M}{W \cdot f_{y\lim}} = \frac{54,6}{3,7 \cdot 10^{-5} \cdot 156,67 \cdot 10^6} + \frac{17,63}{5,57 \cdot 10^{-6} \cdot 156,67 \cdot 10^6} = 0,021 < 1$$

Cumple el cálculo a resistencia.

Cálculo a Pandeo

$$N_{b,Rd} = \frac{X \cdot A \cdot f_y}{\gamma_{M1}} \geq N_{m\acute{a}x}$$

Parámetros		
Fuerza axil máxima	54,60	N
longitud	0,65	m
Beta de pandeo	0,7	
E	210.000	MPa
f _y	235	MPa
i	0,0194	m
A	3,70E-04	m ²
α	0,49	curva c
γ _{M1}	1,05	

Pandeo	
λ _{lim}	93,91
λ	23,45
λ _{red}	0,25
φ	0,54
χ	0,97
N _{b,rd}	80715,05
N _{b,rd} > N _{máx} ?	CUMPLE

Cumple a Pandeo.

2.5. Motor y reductor

Se ha extraído los datos del par transmitido por el motor generados en el análisis dinámico con el programa Working Model. El gráfico 17 muestra la curva del par en función del porcentaje de ciclo.

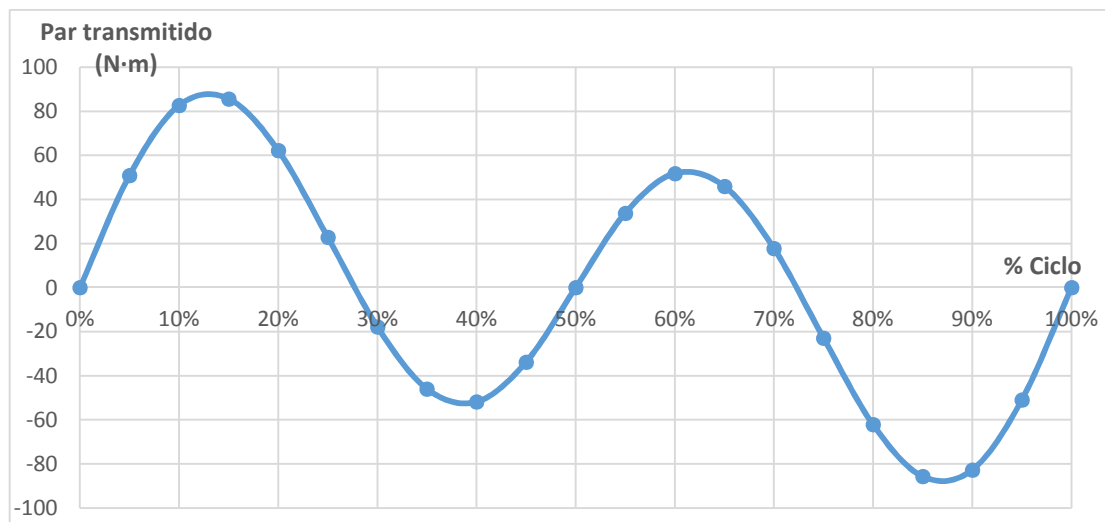


Gráfico 17: Curva de par transmitido por el motor en el mecanismo de yugo escocés.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos extraídos del análisis con Working model.

El par mínimo que debe transmitir el motor monofásico de corriente alterna es 86N·m que corresponde al valor máximo de la curva de par transmitido.

Esfuerzos del eje de salida del reductor

Se han obtenido los esfuerzos que soporta el eje de salida del reductor unido al disco para comprobar si la unión directa del reductor al disco es posible.

Las fuerzas son: (figura 4)

- F_y . Peso del disco y accesorios. Permanece constante.
- F_x . Reacción transmitida, variable con el tiempo.

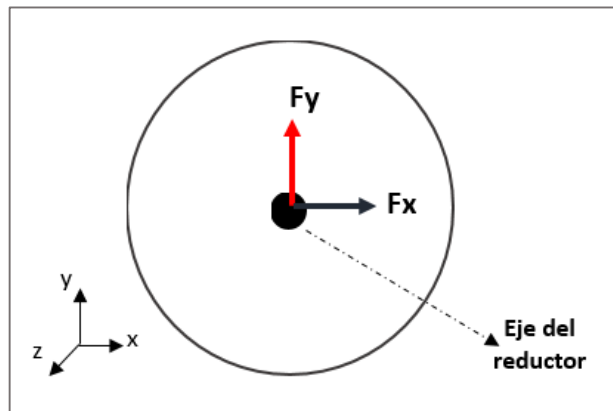


Figura 4: Diagrama de fuerzas del eje reductor.

Se obtiene una F_{eq} a partir de:

$$F_{eq} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2}$$

El gráfico 18 muestra la variación de la fuerza equivalente en el eje del reductor:

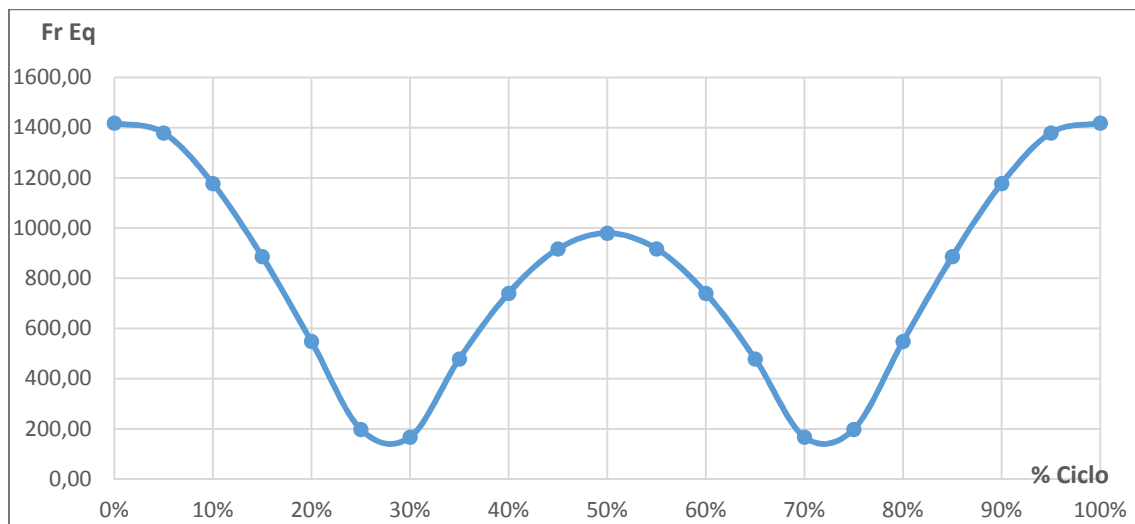


Gráfico 18: Variación de la fuerza en el eje del reductor.

Fuente: Elaboración propia a partir de los datos extraídos del análisis con Working model.

La fuerza máxima transmitida al eje del reductor es 1418N. Según la hoja de características y especificaciones técnicas del catálogo de la marca Taüsend, la fuerza radial máxima que soporta el eje de salida es 3490N.

Aquí un extracto del catálogo (figura 5):

Cargas radiales y axiales

Cuando la transmisión del movimiento pueda provocar cargas radiales o axiales en el extremo de los ejes, se debe verificar que éstas nunca superen en las condiciones más desfavorables a los máximos permitidos.

En la siguiente tabla se indican los valores de las cargas radiales admisibles en el eje de salida Fr2. La carga axial admisible se obtiene: $F_{a2}=0.2 \times Fr2$

nl rpm	Fr2.(daN)							
	RSTIV-RSTV							
	030	040	050	063	075	090	110	130
187	65	128	177	233	275	305	386	506
140	73	141	195	256	301	336	424	556
93	84	162	224	295	346	384	486	638
70	91	178	247	325	383	424	536	702
56	100	194	266	349	414	456	577	756
47	105	205	284	370	439	486	614	804
35	115	225	313	408	484	534	677	885
28	125	244	336	441	520	576	729	954
23	134	259	357	467	554	612	774	1015
17	146	286	394	515	610	674	853	1117
14		308	425	555	656	727	920	1202

(*) Los valores indicados se refieren a las cargas situadas en el centro de los ejes.

Figura 5: Cargas radiales y axiales máximas admisibles en el eje del reductor RSTV marca Tausend.

2.6. Unión Disco-Seguidor

Esta unión transmite un movimiento lineal vertical entre la manivela de disco y la barra seguidor.

Está compuesto de dos elementos: Una articulación y guía lineal vertical.

A partir de los datos extraídos del Working Model, se obtiene una tabla con la siguiente información:

- F_x . Reacción en el eje horizontal.
- y . Desplazamiento de la guía.
- V_y . Velocidad de la guía.

La figura 6 muestra un esquema simple de la unión y la tabla de a continuación, la relación de la información anterior en función del porcentaje de ciclo.

Nota: No se ha tenido en cuenta el peso ni las fuerzas de inercia del subsistema. En total, todos los elementos de la unión pesan aproximadamente 2Kg y supone menos de un 0.2% respecto a la fuerza máxima soportada.

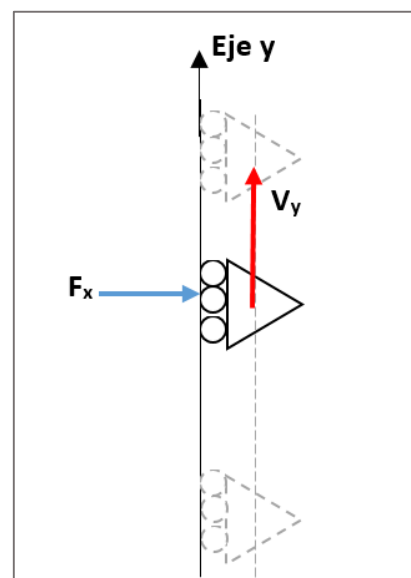


Figura 6: Diagrama de fuerzas Unión D-S

	Esfuerzos	Desplazamiento	Velocidad
% Ciclo	Fx (N)	y (cm)	Vy (m/s)
0%	1417,43	0	-37,669
5%	1348,47	-1,854	-35,854
10%	1151,19	-3,527	-30,499
15%	867,12	-4,854	-22,159
20%	536,67	-5,706	-11,65
25%	190,76	-6	0
30%	-147,74	-5,706	11,65
35%	-457,62	-4,854	22,159
40%	-713,61	-3,527	30,499
45%	-885,72	-1,854	35,854
50%	-946,86	0	37,699
55%	-885,72	1,854	35,854
60%	-713,61	3,527	30,499
65%	-457,62	4,854	22,159
70%	-147,74	5,706	11,65
75%	190,76	6	0
80%	536,67	5,706	-11,65
85%	867,12	4,854	-22,159
90%	1151,19	3,527	-30,499
95%	1348,47	1,854	-35,854
100%	1417,43	0	-37,699

Tabla 14: Esfuerzos, desplazamiento y velocidad en la unión D-S.

Y se representan en forma de gráfica:

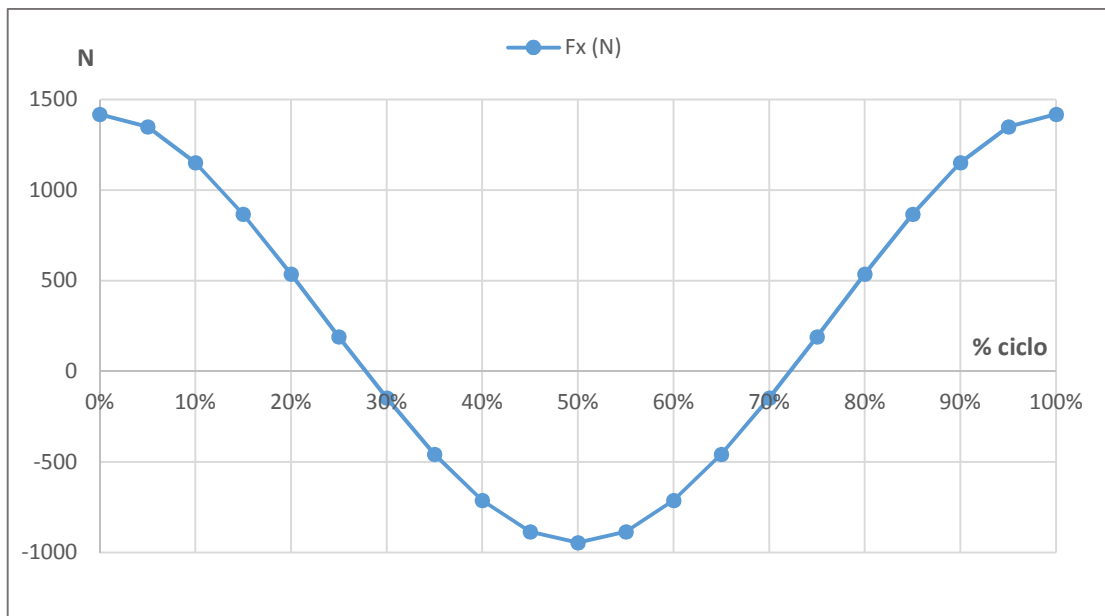


Gráfico 19: Reacción en el eje horizontal de la unión D-S en función del porcentaje de ciclo.

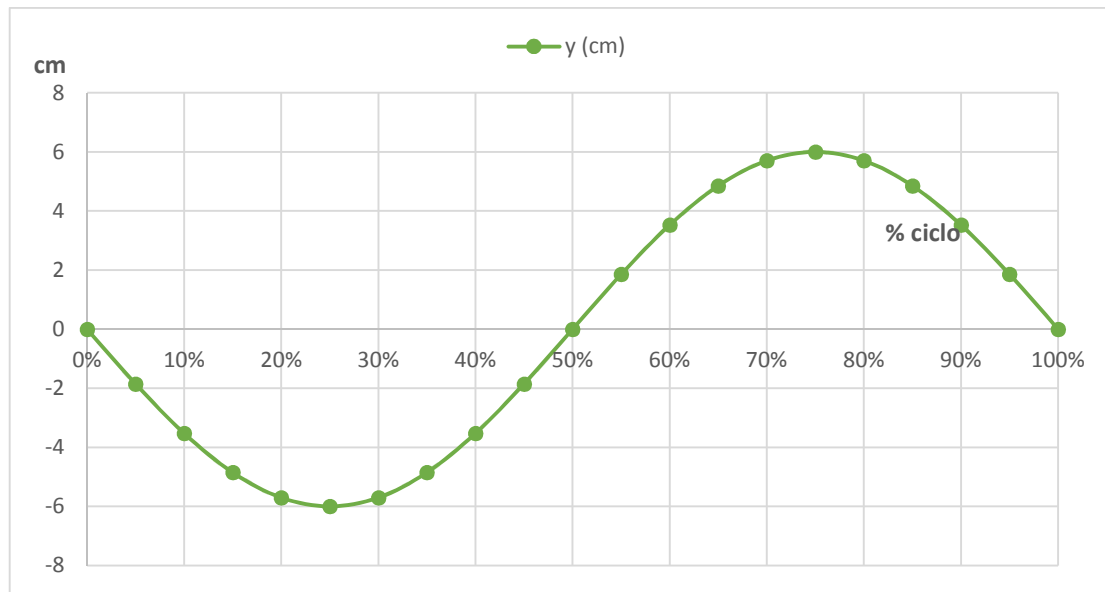


Gráfico 20: Desplazamiento en el eje vertical de la unión D-S en función del porcentaje de ciclo.

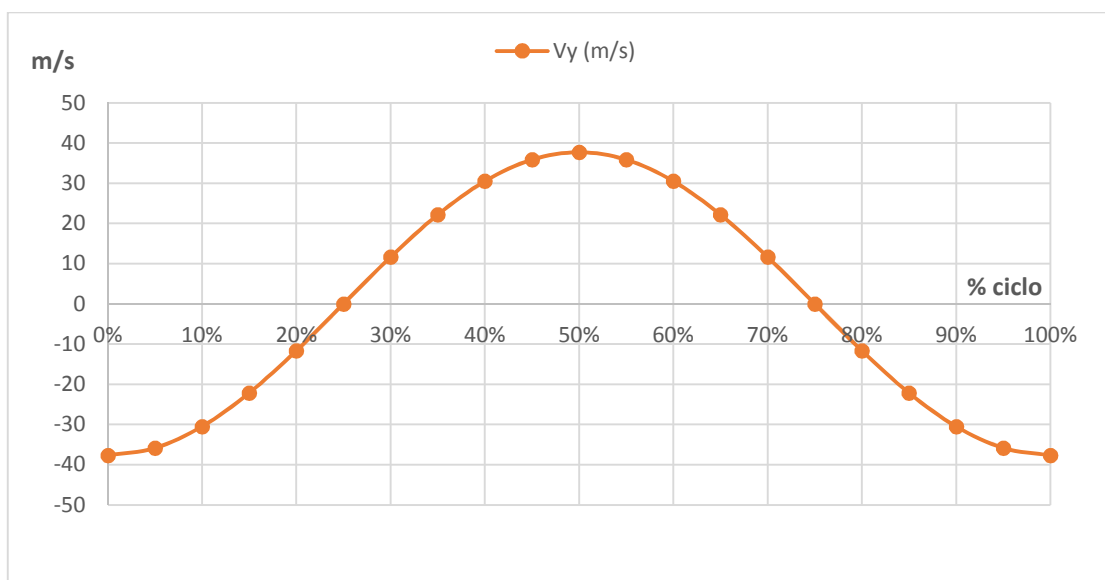


Gráfico 21: Velocidad de la unión D-S en función del porcentaje de ciclo.

Por tanto, toda la unión disco-seguidor debe soportar:

- Una reacción mínima de 1418N.
- Un desplazamiento total de 12cm.
- Una velocidad de 0,40m/s como mínimo.

A partir de estos datos comprobamos que los componentes más críticos de esta unión cumplen las características descritas.

Nota: En el apartado Catálogos, se encuentran las especificaciones de los componentes comerciales utilizados en esta unión Disco-Seguidor. Se pueden comprobar que cumplen las exigencias.

Cálculo de resistencia a fallo por fluencia del Bulón de la articulación

El bulón de la articulación soporta una fuerza cortante máxima de 1418N (representado en la figura 7 con la F), con una longitud de 33mm (L en la figura 7) desde la aplicación de la fuerza hasta el empotramiento, se obtiene un momento flector máximo de 45.4Nm.



Figura 7: Diagrama de fuerzas. Bulón Unión Disco-Seguidor.

El bulón tiene 10mm de diámetro de acero con un límite elástico de 700 MPa (S_y).

Sin carga axial, la fórmula para resistencia a fallo por fluencia es:

$$\frac{32 \cdot M}{d^3 \cdot \pi} \leq \frac{S_y}{X}$$
$$\frac{32 \cdot 45,4}{0,01^3 \cdot \pi} \leq \frac{700}{X}$$

El bulón cumplirá a resistencia con un factor de seguridad de 1.513.

Cálculo de Fatiga

Considerando solo cargas por flexión, temperatura sobre los 38°C, una confiabilidad del 99% y sin tener en cuenta concentradores de tensión:

Tensión Flector (Mpa)			
$\sigma_{\text{máx}}$	45,400	σ_m	7,110
$\sigma_{\text{mín}}$	-31,180	σ_a	38,290

ACERO	Sy	700	MPa
	Su	1000	MPa
Se=ka·kb·kc·kd·ke·kf·Se'			
Se'	500	Se10³	900
ka	0,405	ka'	1
kb	0,9713	kb'	1
kc	1	kc'	1
kd	1	kd'	1
ke	0,814	ke'	0,814
kf	1	kf'	1
Se	160,07 Mpa	1E+06	ciclos
S10³	732,6 MPa	1E+03	ciclos

Curva SN		Se consideran tensiones medias		
A	1305,2	SNeq=	38.685	MPa
B	-82,89	N=	1.90E+15	Ciclos

Cumple holgadamente a fatiga.

2.6. Unión Seguidor-Base

Esta unión permite un movimiento lineal horizontal entre la barra seguidor y la base.

Está compuesto de dos guías lineales horizontales.

A partir de los datos extraídos del Working Model, se obtiene una tabla con la siguiente información:

- F_y . Reacción en el eje vertical. Corresponde al peso de los elementos que soporta la guía: El peso de la propia guía y el de la barra Seguidor. Esta carga será constante.
- x . Desplazamiento de la guía.
- V_x . Velocidad de la guía.

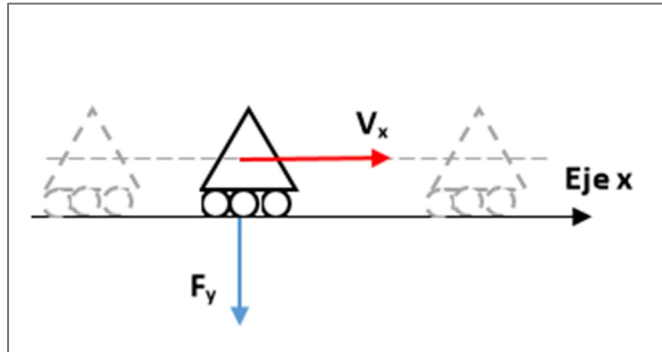


Figura 8: Diagrama de fuerzas Unión S-B

La figura 8 muestra un esquema simple de la unión y la tabla 13 la relación de la información anterior en función del porcentaje de ciclo.

	Esfuerzos	Desplazamiento	Velocidad
% Ciclo	F_y (N)	x (cm)	V_x (m/s)
0%	70	0	0
5%	70	0,294	11,65
10%	70	1,146	22,159
15%	70	2,473	30,499
20%	70	4,146	35,854
25%	70	6	37,699
30%	70	7,854	35,854
35%	70	9,527	30,499
40%	70	10,854	22,159
45%	70	11,706	11,65
50%	70	12	0
55%	70	11,706	-11,65
60%	70	10,854	-22,159
65%	70	9,527	-30,499
70%	70	7,854	-35,854
75%	70	6	-37,699
80%	70	4,146	-35,854
85%	70	2,473	-30,499
90%	70	1,146	-22,159
95%	70	0,294	-11,65
100%	70	0	0

Tabla 15: Esfuerzos, desplazamiento y velocidad en la unión S-B

Y se representan en forma de gráfica:

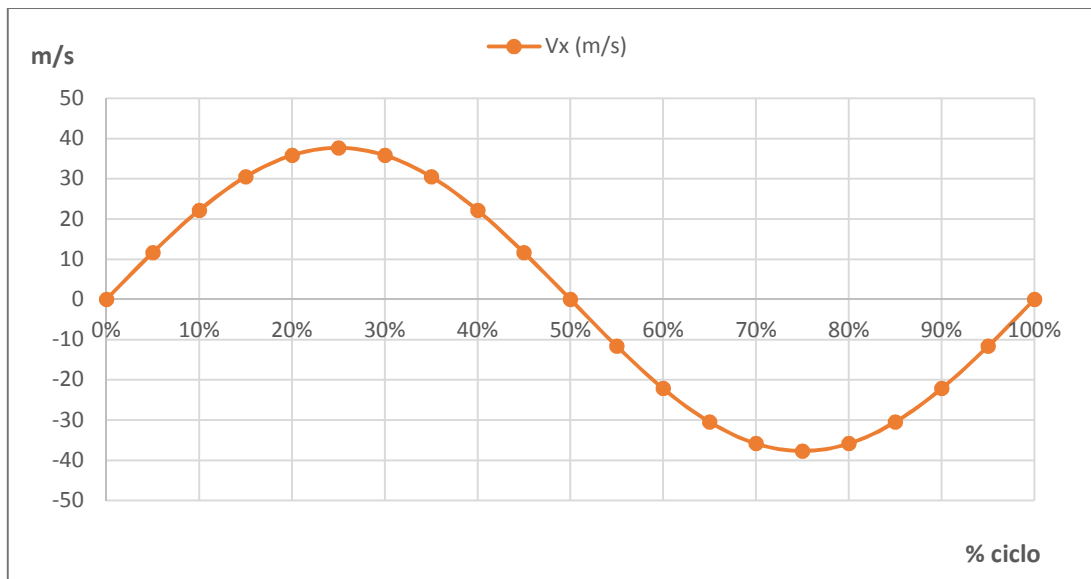


Gráfico 22: Variación de velocidad de la unión S-B en función del porcentaje de ciclo.

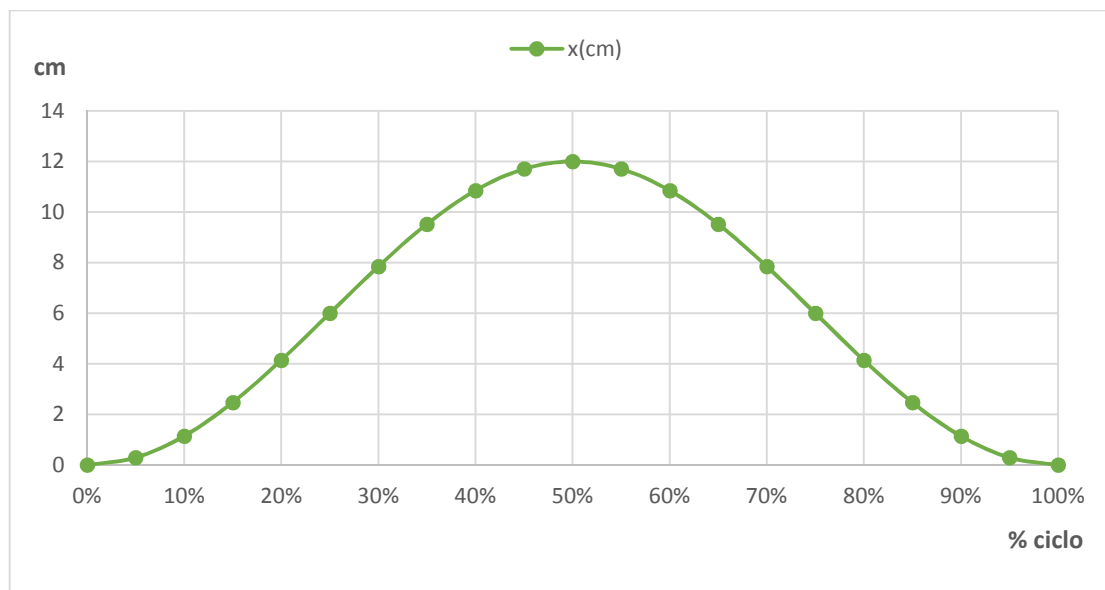


Gráfico 23: Desplazamiento de la unión S-B en función del porcentaje de ciclo.

Por tanto, toda la unión disco-base debe soportar:

- Una reacción mínima de 70N.
- Un desplazamiento total de 12cm.
- Una velocidad de 0.40m/s como mínimo.

A partir de estos datos comprobamos que los componentes más críticos de esta unión cumplen las características descritas.

Nota: En el apartado Catálogos, se encuentran las especificaciones de los componentes utilizados en esta unión Seguidor-Base. Se pueden comprobar que cumplen las exigencias.

2.7. Unión Seguidor-Vástago

Esta unión permite un movimiento lineal vertical entre la barra Seguidor y la barra Vástago.

Está compuesto de dos elementos: Una articulación y guía lineal.

A partir de los datos extraídos del Working Model, se obtiene una tabla con la siguiente información:

- F_x . Reacción en el eje horizontal.
- y . Desplazamiento de la guía.
- V_y . Velocidad de la guía.

La figura 9 muestra un esquema simple de la unión y la tabla 14, la relación de la información anterior en función del % de ciclo.

Nota: No se ha tenido en cuenta el peso ni las fuerzas de inercia del subsistema. En total, todos los elementos de la unión pesan aproximadamente 2Kg y supone menos de un 0.2% respecto a la fuerza máxima soportada.

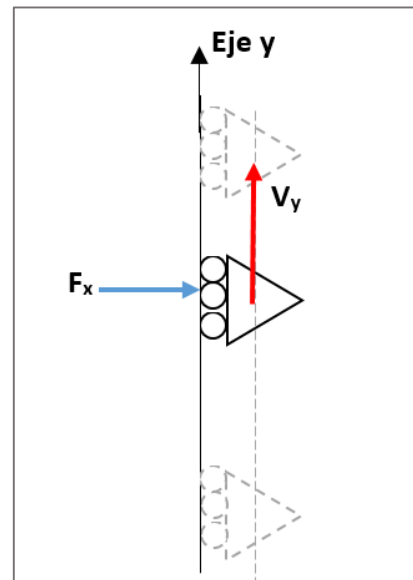


Figura 9: Diagrama de fuerzas Unión S-V

	Esfuerzos	Desplazamiento	Velocidad
% Ciclo	F_y (N)	y (cm)	V_y (m/s)
0%	1417,43	0	0,00
5%	1346,53	0,27	0,10
10%	1149,54	0,978	0,17
15%	865,92	1,867	0,18
20%	536,04	2,646	0,13
25%	190,76	3,094	0,05
30%	-147,11	3,121	-0,04
35%	-456,42	2,786	-0,09
40%	-711,95	2,27	-0,11
45%	-883,78	1,817	-0,07
50%	-944,82	1,638	0,00
55%	-883,78	1,817	0,07
60%	-711,95	2,27	0,11
65%	-456,42	2,786	0,09
70%	-147,11	3,121	0,04
75%	190,76	3,094	-0,05
80%	536,04	2,646	-0,13
85%	865,92	1,867	-0,18
90%	1149,54	0,978	-0,17
95%	1346,53	0,27	-0,10
100%	1417,43	0	0,00

Tabla 16: Reacciones, desplazamiento y velocidad de la unión Seguidor-Vástago..

Y se representan en forma de gráfica:

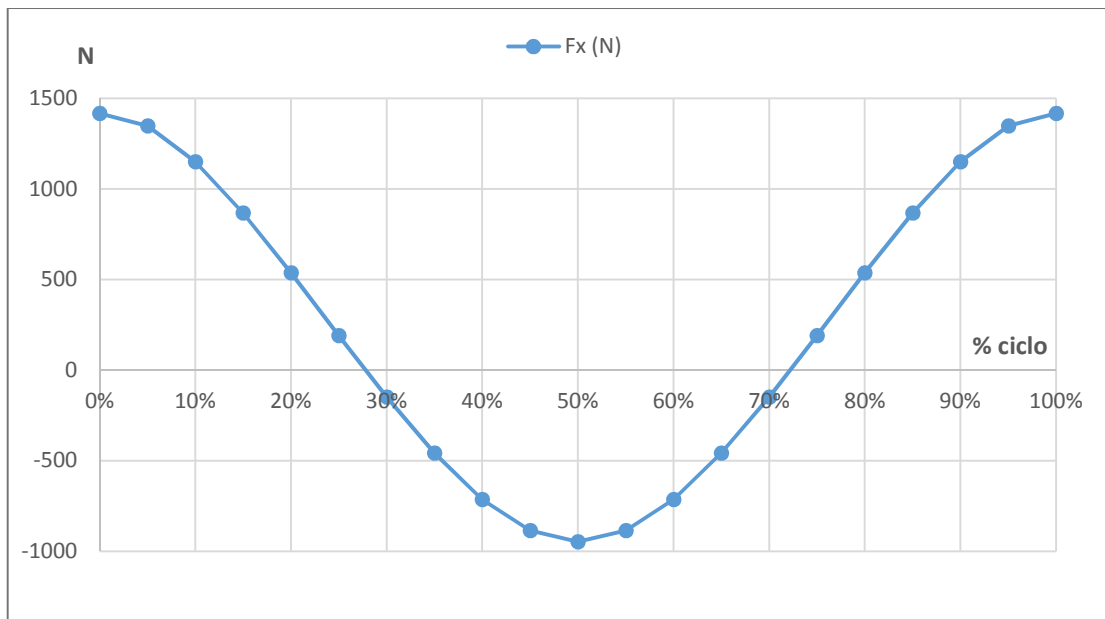


Gráfico 24: Variación de la fuerza en la unión V-S en función del porcentaje de ciclo.

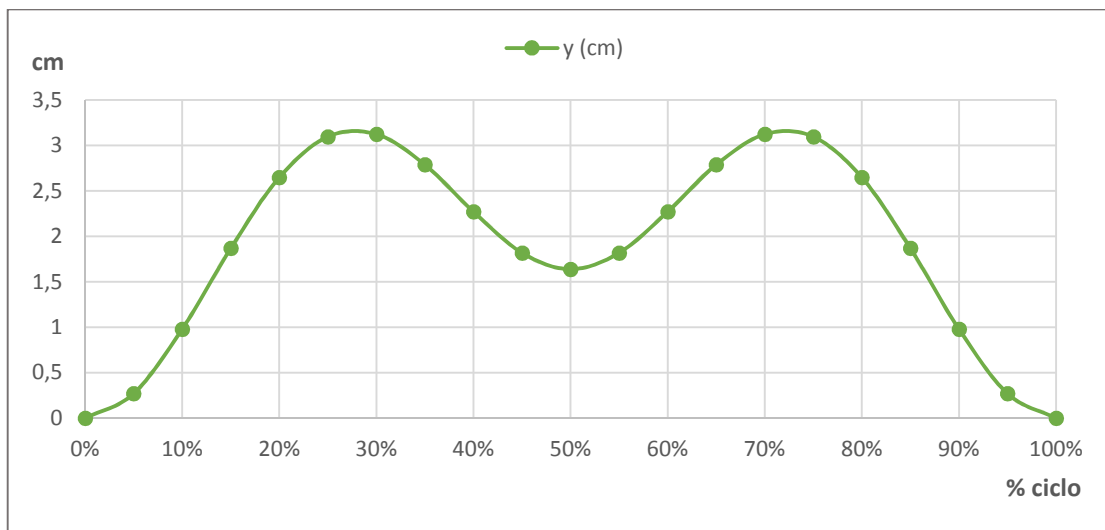


Gráfico 25: Variación de la posición de la unión V-S en función del porcentaje de ciclo.

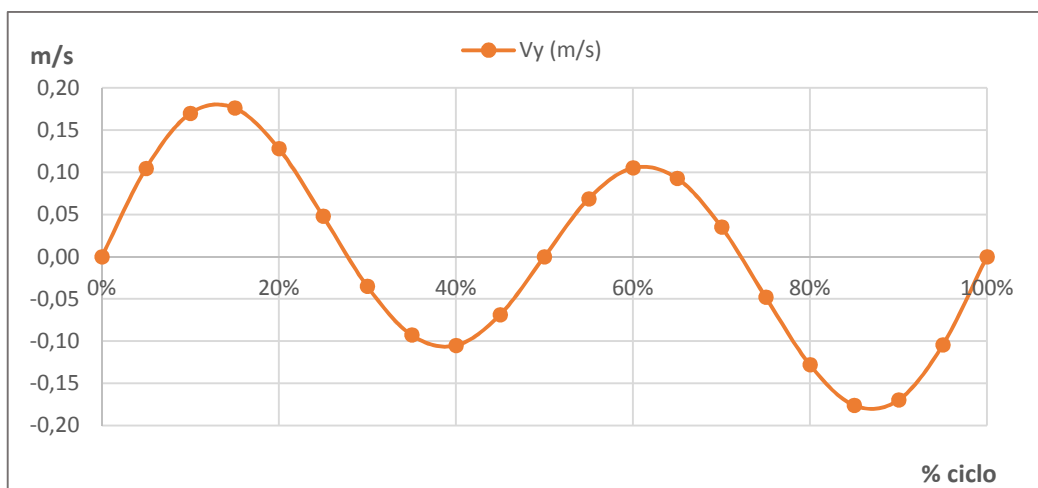


Gráfico 26: Variación de velocidad de la unión V-S en función del porcentaje de ciclo.

Por tanto, toda la unión disco-seguidor debe soportar:

- Una reacción máxima de 1418N.
- Un desplazamiento total de 3.5cm.
- Una velocidad de 0.20m/s como máximo.

A partir de estos datos comprobamos que los componentes más críticos de esta unión cumplen las características descritas.

Nota: En el apartado Catálogos, se encuentran las especificaciones de los componentes comerciales utilizados en esta unión Disco-Seguidor. Se pueden comprobar que cumplen las exigencias.

Cálculo de resistencia a fallo por fluencia del espárrago de la articulación

El espárrago de la articulación soporta una fuerza cortante máxima de 1418N (representado en la figura 10 con la F), con una longitud de 9mm (L en la figura 10) desde la aplicación de la fuerza hasta el empotramiento, se obtiene un momento flector máximo de 12.762Nm.

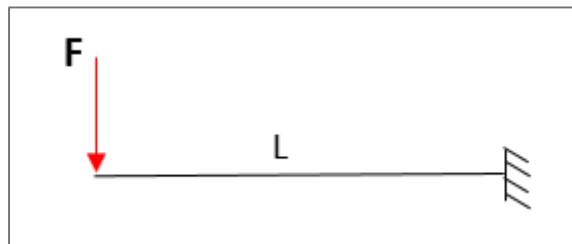


Figura 10: Diagrama de fuerzas. Bulón Unión Disco-Seguidor.

El espárrago es de acero S235JR y tiene 10mm de diámetro. Sin carga axial, la fórmula para resistencia a fallo por fluencia es:

$$\frac{32 \cdot M}{d^3 \cdot \pi} \leq \frac{Sy}{X}$$

$$\frac{32 \cdot 12,762}{0.01^3 \cdot \pi} \leq \frac{235}{X}$$

El espárrago cumplirá a resistencia con un factor de seguridad de 1.808

Cálculo de Fatiga

Considerando solo cargas por flexión, temperatura sobre los 38°C, una confiabilidad del 99% y sin tener en cuenta concentradores de tensión:

Tensión Flector (Mpa)			
$\Sigma_{\text{máx}}$	17,760	σ_m	4,628
$\Sigma_{\text{mín}}$	-8,505	σ_a	13,133

ACERO	Sy	200	MPa
	Su	400	MPa
Se=ka·kb·kc·kd·ke·kf·Se'			
Se'	200	Se10³	360
ka	0,781	ka'	1
kb	0,9713	kb'	1
kc	1	kc'	1
kd	1	kd'	1
ke	0,814	ke'	0,814
kf	1	kf'	1

Curva SN		Se consideran tensiones medias		
A	462,51	SNeq=	13,444	MPa
B	-24,53	N=	2,03E+18	Ciclos

Cumple holgadamente a fatiga.

2.7. Celda electroquímica

Los esfuerzos que trasmite el vástago a la base de la celda electroquímica son: (Tabla 15 y gráfico 24) Fv0-x y Fv0-y es Fuerza del vástago a la base en la dirección X y Y respectivamente.

% Ciclo	Fv0-x	Fv0-y
0%	1417,43	-3002,03
5%	1346,06	-3002,21
10%	1149,14	-3002,1
15%	865,64	-3001,98
20%	535,89	-3001,88
25%	190,76	-3001,85
30%	-146,96	-3001,87
35%	-456,13	-3001,95
40%	-711,56	-3002,05
45%	-883,31	-3002,14
50%	-944,33	-3002,18
55%	-883,31	-3002,14
60%	-711,56	-3002,05
65%	-456,13	-3001,95
70%	-146,96	-3001,87
75%	190,76	-3001,85
80%	535,89	-3001,88
85%	865,64	-3001,98
90%	1149,14	-3002,1
95%	1346,06	-3002,21
100%	1417,34	-3002,26

Tabla 17: Esfuerzos transmitidos del vástago a la base en función del porcentaje del ciclo.

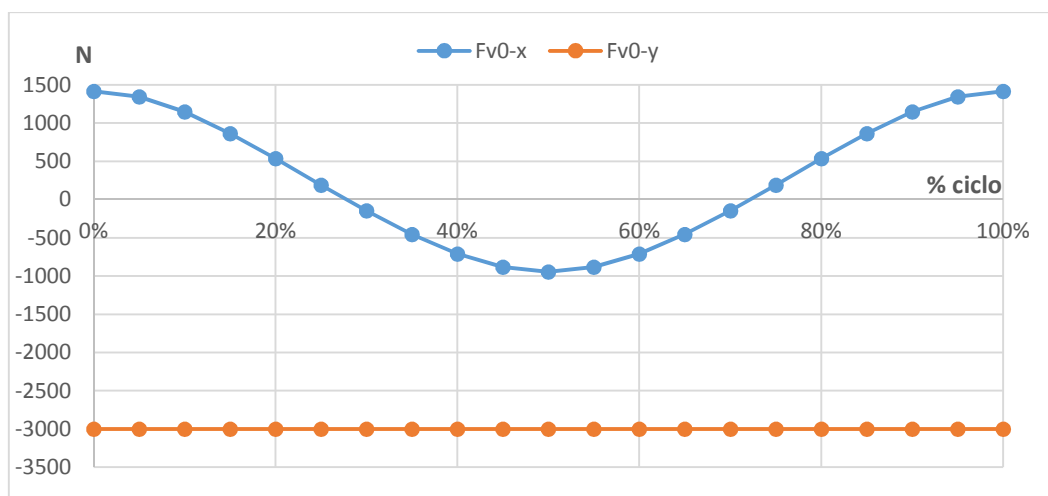


Gráfico 27: Variación de las fuerzas en la base de la celda electroquímica en función del porcentaje de ciclo.

Por tanto, la base de la celda electroquímica, el sistema de enganche de la prótesis a la caja y el enganche de la caja a la base soportarán como mínimo 3002,26 N de fuerza de compresión y 1417 N de fuerza cortante.

3. CATÁLOGOS

3.1. Motor

Motor modelo ALY-90S4. Modo de montaje al reductor con brida B5, IMB14.

Las siguientes imágenes están extraídas del catálogo comercial de la marca Alren.

4 POLOS - 1.500 RPM

Línea número	Tipo de motor	Potencia nominal	Velocidad (a carga nominal)	Nivel sonoro	Eficiencia (rendimiento)	Factor de potencia	Amperios a carga completa	Par arranque / por nominal	Corriente arranque	Par máximo / Por nominal	Condensador Permanente	Peso (IMB3)
		Pn	Nn	LwA	η	cos	IIn	Ts/Tn		Tmax/T		m
		[Cv]	[min ⁻¹]	[dB]	[%]	φ	[A]220V	[-]	[A]	[-]	MF/V	Kg
10	ALY-562-4	0,12	1370	63	51	0,92	0,83	0,75	3	1,6	6/450	3,8
11	ALY-631-4	0,17	1380	65	55	0,92	1,03	0,65	3,5	1,6	10/450	4,0
12	ALY-632-4	0,25	1390	65	57	0,92	1,49	0,65	5,5	1,5	12/450	4,6
13	ALY-711-4	0,33	1400	65	61	0,94	1,90	0,50	8	1,5	14/450	5,7
14	ALY-712-4	0,50	1400	68	62	0,94	2,76	0,50	10	1,5	16/450	6,7
15	ALY-801-4	0,75	1400	70	64	0,95	3,93	0,35	15	1,7	20/450	9,0
16	ALY-802-4	1	1410	70	68	0,95	5,05	0,33	20	1,7	25/450	9,2
17	ALY-90S-4	1,5	1410	73	71	0,98	6,87	0,33	30	1,8	40/450	14,5
18	ALY-90L-4	2	1420	75	73	0,98	9,12	0,30	40	1,8	45/450	16,2
19	ALY-100L1-4	3	1440	78	76	0,98	12,8	0,28	60	1,8	70/450	24

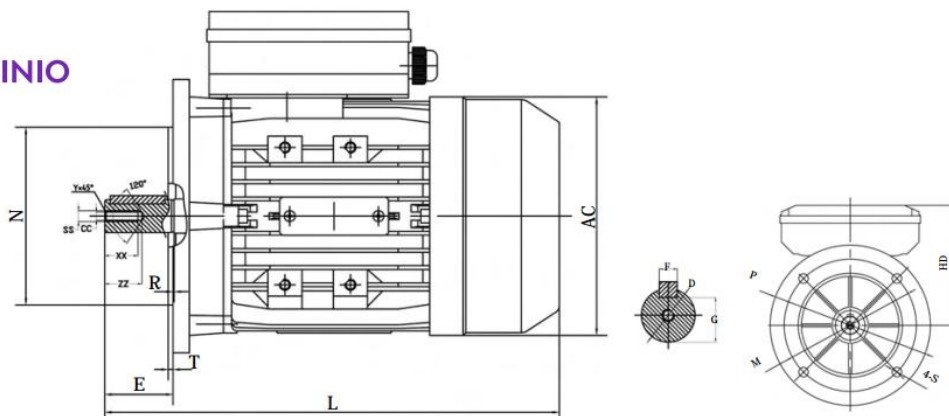
Formas Constructivas

Acorde con la norma IEC 34-7 los motores eléctricos presentan las siguientes posiciones de montaje:

MOTORES CON BRIDA B5



B5
Carcasa de ALUMINIO



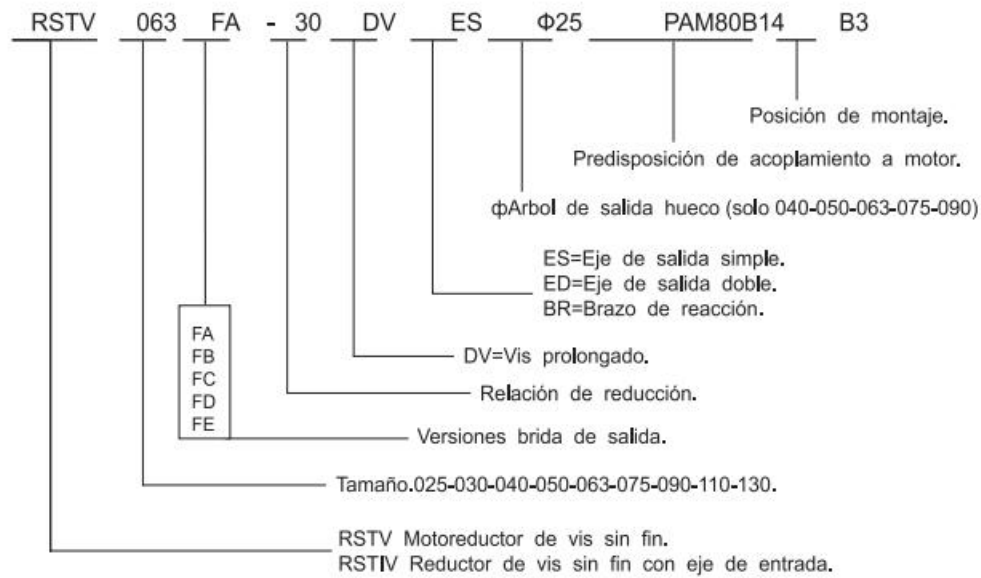

SERIE ALY - ARRANQUE MEDIO																															
TIPO										IMB14					IMB5																
	A	B	C	D	E	F	G	H	K	M	N	P	R	S	T	M	N	P	R	S	T	AA	AC	AD	HD	L	SS	XX	ZZ	CC	Y
56	90	71	36	9	20	3	7.2	56	5.8x8.	65	50	80	0	M5	2.5	98	80	120	0	∅ 7	3.0	108	115	256	100	192	M3	8	12	2.5	0.5
63	100	80	40	11	23	4	8.5	63	8	75	60	90	0	M5	2.5	115	95	140	0	∅10	3.0	120	130	179	116	212	M4	10	15	3.3	0.8
71	112	90	45	14	30	5	11	71	7x10	85	70	105	0	M6	2.5	130	110	160	0	∅10	3.5	132	145	194	123	240	M5	12	18	4.2	0.8
80	125	100	50	19	40	6	15.5	80	7x10	100	80	120	0	M6	3.0	165	130	200	0	∅12	3.5	157	165	223	143	290	M6	16	22	5	1
90S	140	100	56	24	50	8	20	90	10x13	115	95	140	0	M8	3.0	165	130	200	0	∅12	3.5	172	185	240	150	310	M8	20	25	6.8	1
90L	140	125	56	24	50	8	20	90	10x13	115	95	140	0	M8	3.0	165	130	200	0	∅12	3.5	172	185	240	150	335	M8	20	25	6.8	1
100L	160	140	63	28	60	8	24	100	10x13	130	110	160	0	M8	3.5	215	180	250	0	∅15	4.0	196	205	260	160	357	M10	22	28	8.5	1.5

3.2. Reductor


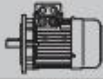

Reductor modelo RSTV063 con código completo RSTV 063 FA 25 DV ES ϕ 25 90B14 B5.

Las siguientes imágenes están extraídas del catálogo comercial de la marca Alren.

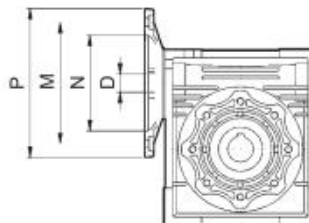
Designación

PRESTACIONES MOTORREDUCTOR

P_1 [kW]	n_2 [min ⁻¹]	M_2 [Nm]	i	F_{r2} [N]	f_s			
1.1	186.7	50	7.5	2359	2.6	RSTV063	90S4	62
	140	65	10	2597	2			
	93.3	93	15	2973	1.5			
	70	122	20	3272	1.1			
	56	146	25	3524	0.9			
46.7	167	30	3745	1				

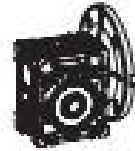
(*) Chavetero rebajado de nuestro suministro



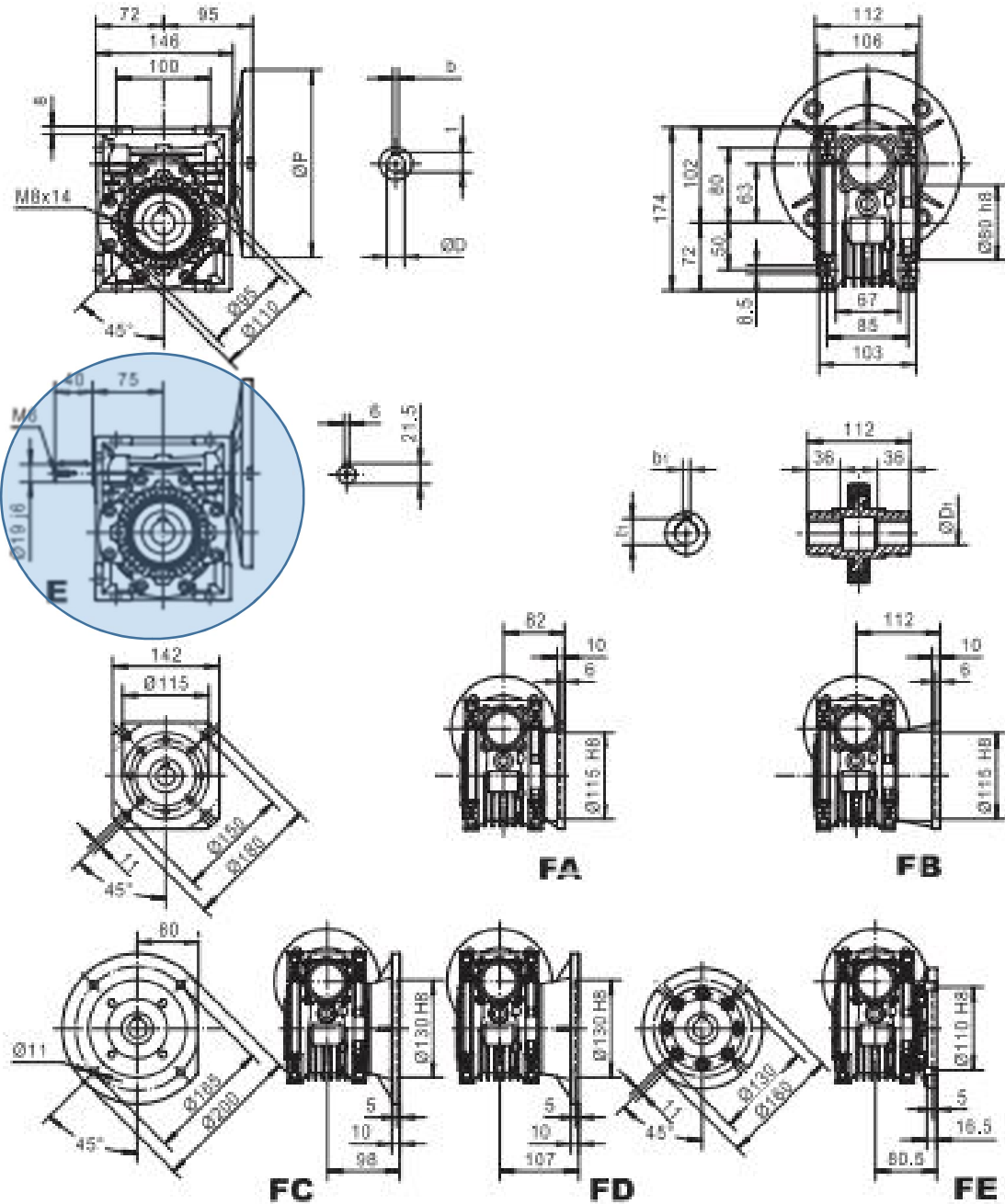
PREDISPOSICION

RSTV	PAM IEC	N	M	P	D												
					7.5	10	15	20	25	30	40	50	60	80	100		
063	90B5	130	165	200													
	90B14	95	115	140	24	24	24	24	24	24							
	80B5	130	165	200	19	19	19	19	19	19	19	19	19				
	80B14	80	100	120													
	71B5	110	130	160								14	14	14	14	14	
71B14	70	85	105														

DIMENSIONES



RSTV 063



PESO SIN MOTOR 6.2kg
 Para las dimensiones de acoplamiento cota (P, D, b, l)
 consultar tabla página (73 de su catalogo)

输出尺寸		Output size	
ØD, H8	b, l	t1	
Ø25	8	28.3	
Ø28*	8*	31.3*	

(*) Modelo no standard

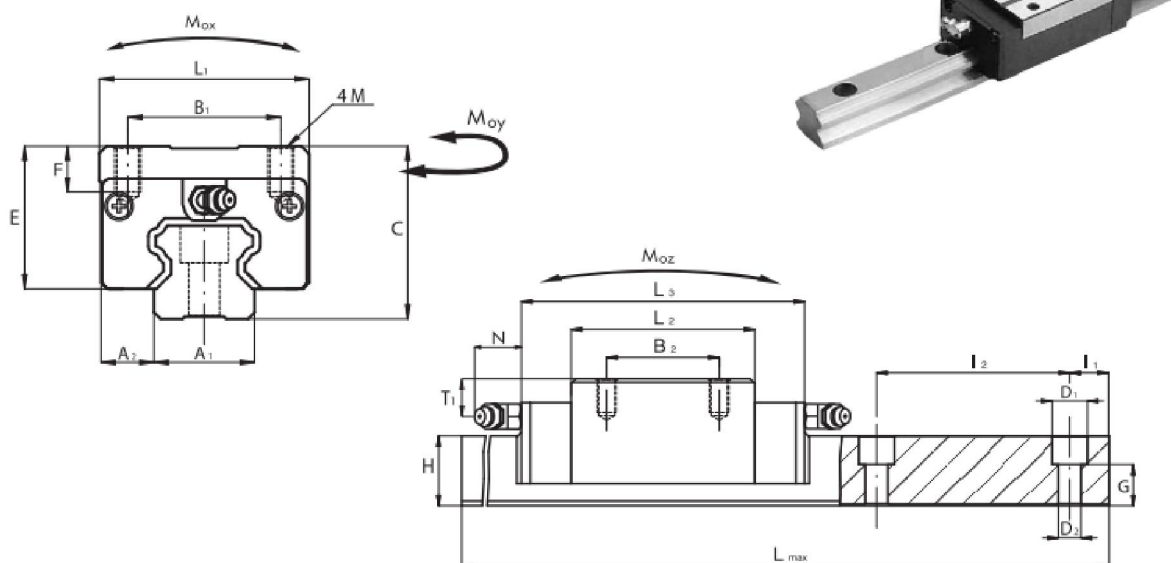
3.3. Sistemas de guiado lineal con recirculación de bolas

Las siguientes imágenes están extraídas del catálogo comercial de la marca NSB.



Sistemas de guiado lineal con recirculación de bolas - Linear rail system

SNC



Carro Block	Dimensiones / Dimensions															
	Guía Rail	Tapón agujeros guía Rail holes cup	A ₁ [mm]	A ₂ [mm]	B ₁ [mm]	B ₂ [mm]	M [mm]	C [mm]	E [mm]	F [mm]	H [mm]	l ₁ ⁽¹⁾ [mm]	l ₂ [mm]	L ₁ [mm]	L ₂ [mm]	L ₃ [mm]
SNC 15	R15	C15	15	9.5	26	26	M 4x6.4	28	23.4	6.4	14	20	60	34	40	66
SNC 20	R20	C20	20	12	32	36	M 5x8	30	25	8	18	20	60	44	48.8	77.8
SNC 25	R25	C25	23	12.5	35	35	M 6x9.6	40	33	9.6	22	20	60	48	57	88
SNC 30	R30	C30	28	16	40	40	M 8x12.8	45	36	12.8	26	20	80	60	72	109
SNC 35	R35	C35	34	18	50	50	M 8x12.8	55	45.5	12.8	29	20	80	70	80	119
SNC 45	R45	C45	45	20.5	60	60	M 10x16	70	56	16	38	22.5	105	86	105	148.2
SNC 55	R55	C55	53	23.5	75	75	M 12x19	80	65	19	38	30	120	100	121	170

Carro Block	Dimensiones / Dimensions										Características mecánicas Mechanical characteristics			Peso Weight		
	Guía Rail	Tapón agujeros guía Rail holes cup	Agujero lub. Oil hole [mm]	T1 [mm]	N [mm]	D ₁ [mm]	D ₂ [mm]	G [mm]	L _{max} [mm]	C ₀ [kN]	C [kN]	M _{0x} [Nxm]	M _{0y} [Nxm]	M _{0z} [Nxm]	Patín Block [kg]	Carril Rail [kg/m]
SNC 15	R15	C15	∅3	8.3	5.3	7.5	4.5	8.7	4000	12.7	6.95	70	50	50	0.21	1.4
SNC 20	R20	C20	M6x1	7	16.6	9.5	6	9.5	4000	25.6	14.5	220	180	180	0.31	2.6
SNC 25	R25	C25	M6x1	11.8	16.6	11	7	13	4000	40	21.4	360	320	310	0.45	3.6
SNC 30	R30	C30	M6x1	10	16.6	14	9	14	4000	54.9	29.8	600	500	490	0.91	5.2
SNC 35	R35	C35	M6x1	15	16.6	14	9	17	4000	70.1	39.6	960	750	730	1.5	7.2
SNC 45	R45	C45	M8x1	18	16.6	20	14	21	4000	121	67.4	2160	1700	1680	2.3	12.3
SNC 55	R55	C55	M8x1	20	16.6	23	16	24	4000	171	99.4	3670	2930	2880	3.9	16.9

(1) Medida aconsejada. Otras medidas bajo demanda. Si no existen otras indicaciones la medida l₁ será igual para ambos extremos.
(1) Suggested dimension. Other dimensions on request. With no specific request, the l₁ values on both ends will be the same.



Sistemas de guiado lineal con recirculación de bolas - Linear rail system

14. Sigla de orden

14. Ordering number

Tabla - Sigla de orden

Table - Ordering number

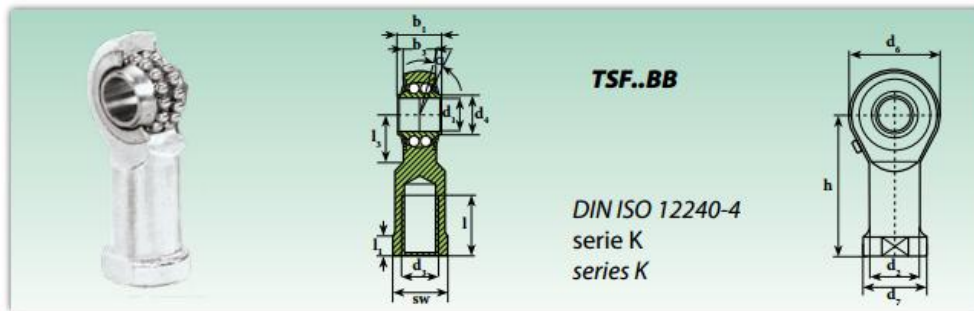
Código tipo de patín Block type code			Tamaño Size	Número de patines No. of blocks	Clase de precarga Preload class	Clase de precisión Precision class	Longitud carril [mm] Length rail [mm]
Altura Height	Longitud Length	Tipología Type					
Estándar o rebajado Standard or reduced height	Normal, largo o corto Normal, long or short	Con o sin aletas With flange or without flange					
S = estándar standard	N = normal normal	A = con aletas with flange	15, 20, 25, 30, 35, 45, 55	1, 2, 3 ...	PN = sin precarga con juego no preload avec jeu with clearance P0 = sin precarga sin juego no preload sans jeu without clearance P1 = ligera precarga light preload P2 = precarga media medium preload P3 = precarga elevada heavy preload	N = normal normal H = alta high P = precisa precision SP = super precisa super precision UP = ultra precisa ultra precision	L—
R = rebajado reduced height	L = largo long S = corto short	C = sin aletas (o compacto) without flange (or compact) X = versión especial special version					

Ejemplo / Example:

UNIDAD COMPLETA COMPLETE UNIT	SÓLO CARRO ONLY BLOCK	SÓLO CARRIL ONLY RAIL
SNA 25 4 PO N L1800	SNA 25 N PO	R25 L 1800 N
S = altura patín estándar Standard height of block	S = altura patín estándar Standard height of block	R = Guía / rail
N = longitud patín normal normal length of block	N = longitud patín normal normal length of block	
A = con aletas / with flange	A = con aletas / with flange	
25 = tamaño / size	25 = tamaño / size	25 = tamaño / size
4 = 4 patines / 4 blocks		
PO = sin precarga / no preload	PO = sin precarga / no preload	
N = clase de precisión normal normal precision class	N = clase de precisión normal normal precision class	N = clase de precisión normal normal precision class
L1800 = longitud carriles 1800 mm rails length 1800 mm		L1800 = longitud carriles 1800 mm rails length 1800 mm

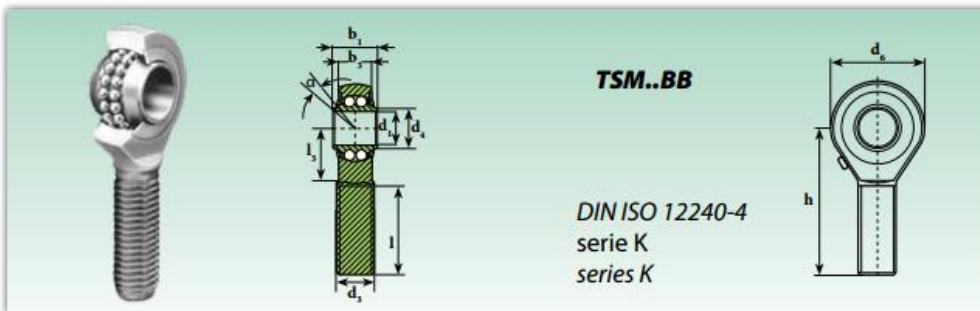
3.3. Rótulas con rodamiento de doble hilera de bolas integrado

Las siguientes imágenes están extraídas del catálogo comercial de la marca NSB.



Cabezas de articulación / Rod ends

Sigla ¹⁾ Designation ¹⁾	Dimensiones mm Dimensions mm													Grados Degrees	Factores de cálculo Calculation factors			Velocidad límite Limit speed (Min ⁻¹)	Coeficientes de Carga Ratings load		Peso Weight ≈ Kg
	d ₁	d ₂	d ₃	d ₄	d ₅	d ₆	b ₁	b ₂	h	l	l ₁	l ₂	sw		≈ α	Y	Y _b		Dinámico C Dinamyc C KN	Estático C ₀ Static C ₀ KN	
TSF 06 BB	6	10.0	M6	9.0	20	13	9	6.75	30	12	5.0	10	11	8.0	2.09	2.19	1400	2,8	0,67	0.024	
TSF 08 BB	8	12.5	M8	10.5	24	16	12	9.0	36	16	5.0	12	14	8.5	1.80	1.89	1350	4,05	1,05	0.044	
TSF 10 BB	10	15.0	M10	12.0	28	19	14	10.5	43	20	6.5	15	17	8.0	1.90	1.81	1250	4,4	1,45	0.072	
TSF 12 BB	12	17.5	M12	14.5	32	22	16	12.0	50	22	6.5	16	19	7.5	1.74	1.82	1150	5	1,85	0.107	
TSF 14 BB	14	20.0	M14	17.0	36	25	19	13.5	57	25	8.0	20	22	6.0	2.36	2.48	1050	5,55	1,95	0.160	
TSF 16 BB	16	22.0	M16	19.0	42	27	21	15.0	64	28	8.0	22	22	8.0	2.24	2.35	950	6,3	2,4	0.224	
TSF 18 BB	18	25.0	M18x1.5	21.5	46	31	23	16.5	71	32	10.0	24	27	8.5	2.21	2.31	900	7,15	2,95	0.293	
TSF 20 BB	20	27.5	M20x1.5	24.5	50	34	25	18.0	77	33	10.0	26	30	7.0	2.46	2.58	850	7,98	3,5	0.367	
TSF 22 BB	22	30.0	M22x1.5	26.0	54	38	28	20.0	84	37	12.0	26	32	8.0	2.35	2.24	750	9,35	3,95	0.480	
TSF 25 BB	25	30.0	M24x2	29.5	64	35	31	22.0	94	42	10.0	32	30	5.0	2.02	2.12	620	11	5,7	0.572	
TSF 30 BB	30	40.0	M30x2	34.5	70	50	37	25.0	110	51	15.0	35	41	7.5	2.24	2.35	500	14,2	7,5	0.978	
TSF 35 BB	35	48	M36x2	40	81	58	43	28.0	125	56	17.0	45	50	8.0	2.7	2.83	450	25	8	1.600	
TSF 40 BB	40	53	M48x2	45.1	91	65	49	33.0	142	60	19.0	50	55	8.0	2.7	2.83	400	30	10	2.400	
TSF 50 BB	50	63	M48x2	56.7	117	75	60	45.0	160	65	23.0	65	65	8.5	2.7	2.83	350	51	17	5.000	



Cabezas de articulación / Rod ends

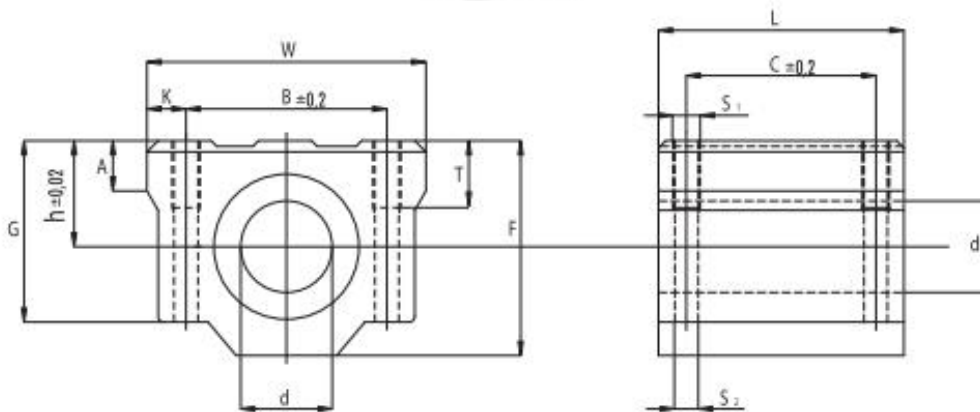
Sigla ¹⁾ Designation ¹⁾	Dimensiones mm Dimensions mm													Grados Degrees	Factores de cálculo Calculation factors			Velocidad límite Limit speed (Min ⁻¹)	Coeficientes de Carga Ratings load		Peso Weight ≈ Kg
	d ₁	d ₂	d ₃	d ₄	d ₅	d ₆	b ₁	b ₂	h	l	l ₁	l ₂	sw		≈ α	Y	Y _b		N _{max} (Min ⁻¹)	Dinámico C Dinamyc C KN	
TSM 06 BB	6	10.0	M6	9.0	20	13	9	6.75	30	12	5.0	10	11	8.0	2.09	2.19	1400	2,8	0,67	0.024	
TSM 08 BB	8	12.5	M8	10.5	24	16	12	9.0	36	16	5.0	12	14	8.5	1.80	1.89	1350	4,05	1,05	0.044	
TSM 10 BB	10	15.0	M10	12.0	28	19	14	10.5	43	20	6.5	15	17	8.0	1.90	1.81	1250	4,4	1,45	0.072	
TSM 12 BB	12	17.5	M12	14.5	32	22	16	12.0	50	22	6.5	16	19	7.5	1.74	1.82	1150	5	1,85	0.107	
TSM 14 BB	14	20.0	M14	17.0	36	25	19	13.5	57	25	8.0	20	22	6.0	2.36	2.48	1050	5,55	1,95	0.160	
TSM 16 BB	16	22.0	M16	19.0	42	27	21	15.0	64	28	8.0	22	22	8.0	2.24	2.35	950	6,3	2,4	0.224	
TSM 18 BB	18	25.0	M18x1.5	21.5	46	31	23	16.5	71	32	10.0	24	27	8.5	2.21	2.31	900	7,15	2,95	0.293	
TSM 20 BB	20	27.5	M20x1.5	24.5	50	34	25	18.0	77	33	10.0	26	30	7.0	2.46	2.58	850	7,98	3,5	0.367	
TSM 22 BB	22	30.0	M22x1.5	26.0	54	38	28	20.0	84	37	12.0	26	32	8.0	2.35	2.24	750	9,35	3,95	0.480	
TSM 25 BB	25	30.0	M24x2	29.5	64	35	31	22.0	94	42	10.0	32	30	5.0	2.02	2.12	620	11	5,7	0.572	
TSM 30 BB	30	40.0	M30x2	34.5	70	50	37	25.0	110	51	15.0	35	41	7.5	2.24	2.35	500	14,2	7,5	0.978	
TSM 35 BB	35	48	M36x2	40	81	58	43	28.0	125	56	17.0	45	50	8.0	2.7	2.83	450	25	8	1.600	
TSM 40 BB	40	53.0	M48x2	45.1	91	65	49	33.0	142	60	19.0	50	55	8.0	2.7	2.83	400	30	10	2.400	
TSM 50 BB	50	63.0	M48x2	56.7	117	75	60	45.0	160	65	23.0	65	65	8.5	2.7	2.83	350	51	17	5.000	

3.4. Sistemas de guiado lineal con rodamientos

Las siguientes imágenes están extraídas del catálogo comercial de la marca NSB.



SC



Tipología Type	Peso Weight [kg]	d [mm]	W [mm]	F [mm]	L [mm]	h [mm]	G [mm]	T [mm]	A [mm]	B [mm]	C [mm]	K [mm]	S ₁ [mm]	S ₂ [mm]	Capacidad de Carga Load capacity rating [N]	
															C	C ₀
SC 08	0.056	8	34	22	30	11	18	6	5	24	18	5	M 4	3.4	280	400
SC 10	0.090	10	40	26	35	13	21	8	6	28	21	6	M 5	4.3	380	560
SC 12	0.112	12	44	30	36	15	25	12	8	33	26	5.75	M 5	4.3	420	610
SC 13	0.123	13	44	30	39	15	24.5	8	5.5	33	26	5.5	M 5	4.3	520	800
SC 16	0.189	16	50	38.5	44	19	32.5	9	7	36	34	7	M 5	4.3	790	1200
SC 20	0.237	20	54	42	50	21	35	11	7	40	40	7	M 6	5.2	900	1400
SC 25	0.555	25	76	51.5	67	26	42	12	11	54	50	11	M 8	6.8	1000	1600
SC 30	0.685	30	78	59.5	76	30	49	18	10	58	58	10	M 8	6.8	1600	2800
SC 35	1.100	35	90	68	80	34	54	18	10	70	60	10	M 8	6.8	1700	3200
SC 40	1.600	40	102	78	90	40	62	20	11	80	60	11	M10	8.6	2200	4100
SC 50	3.350	50	122	102	110	52	80	25	11	100	80	11	M10	8.6	3900	8100
SC 60	4.270	60	132	114	122	58	94	30	21	108	90	12	M12	10.7	4800	10200

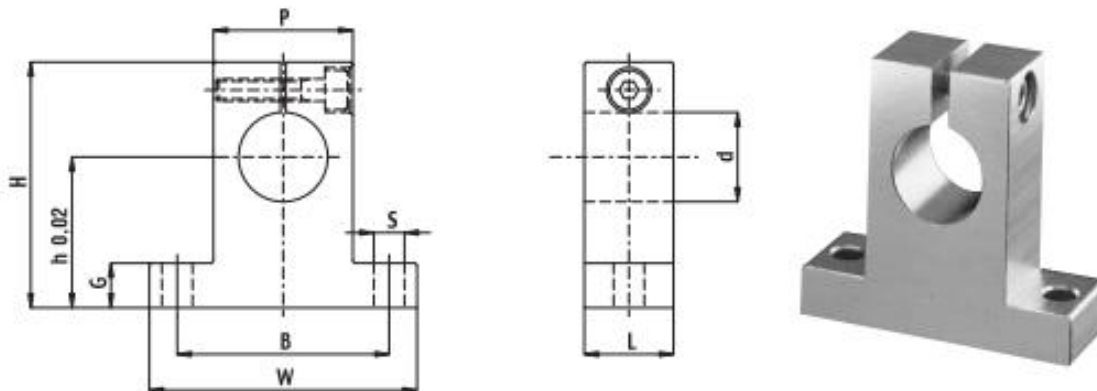
Sigla de orden/Specification number:
Sigla de orden/Specification number:

- SC - d - UU [obtenciones a ambos lados / seals on both sides].
- SC - d [sin obtenciones / without seals].
- SC - d - UU AS [obtenciones a ambos lados et trou de lubrification / seals on both sides and oil hole].
- SC - d - AS [sin obtenciones, avec trou de lubrification / without seals, with oil hole].



Ejes y soportes eje - Shafts and shaft supports

SK

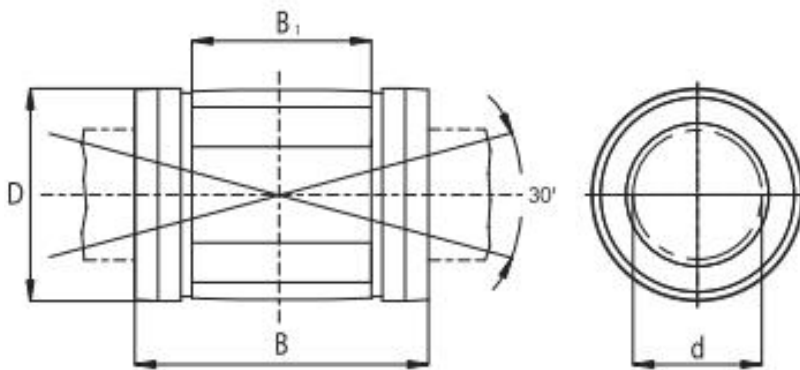


Tipología Type	Peso Weight (kg)	d (mm)	h (mm)	W (mm)	B (mm)	P (mm)	S (mm)	G (mm)	H (mm)	L (mm)	Tornillos de montaje Mounting bolt
SK 08	0.024	8	20	42	32	18	5.5	6	32.8	14	M 5
SK 10	0.024	10	20	42	32	18	5.5	6	32.8	14	M 5
SK 12	0.030	12	23	42	32	20	5.5	6	37.5	14	M 5
SK 13	0.030	13	23	42	32	20	5.5	6	37.5	14	M 5
SK 16	0.040	16	27	48	38	25	5.5	8	44	16	M 5
SK 20	0.070	20	31	60	45	30	6.6	10	51	20	M 6
SK 25	0.130	25	35	70	56	38	6.6	12	60	24	M 6
SK 30	0.180	30	42	84	64	44	9	12	70	28	M 8
SK 35	0.270	35	50	98	74	50	11	15	85	32	M 10
SK 40	0.420	40	60	114	90	60	11	15	96	36	M 10
SK 50	0.750	50	70	126	100	74	14	18	120	40	M 12
SK 60	1.100	60	80	148	120	90	14	18	136	45	M 12



Rodamientos para sistemas lineales - Linear bearings

KN
Autoalineantes - Self-aligning



Tipología Type	N° recir. bolos Number of ball rows	Peso Weight [kg]	Dimensiones Dimensions				Juego radial Radial clearance			Capacidad de Carga Load capacity rating [N]	
			d [mm]	D [mm]	B [mm]	B ₁ [mm]	h7/H7 [μm]	h7/J57 [μm]	h6/J56 [μm]	C	C ₀
KN 12 32	5	0.023	12	22	32	20	+32 + 3	+28 - 1	+22 0	650	520
KN 16 36	5	0.028	16	26	36	22	+32 + 3	+28 - 1	+22 0	800	630
KN 20 45	6	0.061	20	32	45	28	+37 + 4	+30 - 2	+24 0	1500	1250
KN 25 58	6	0.122	25	40	58	40	+37 + 5	+31 - 2	+24 0	2500	2200
KN 30 68	6	0.185	30	47	68	48	+39 + 3	+33 - 3	+27 0	3200	2800
KN 40 80	6	0.360	40	62	80	56	+42 + 1	+34 - 6	+27 - 4	5500	4900
KN 50 100	6	0.580	50	75	100	72	+41 0	+26 - 7	+26 - 4	8600	7100

Sigla de orden/Specification number:
Sigla de orden/Specification number:

KN - d - PP
KN - d

[obtunicaciones a ambos lados / seals on both sides].
[sin obtunicaciones / without seals].



Ejes y soportes eje Shafts and shaft supports

1.1 Características técnicas

En la siguiente tabla se exponen las características técnicas y mecánicas de los ejes NBS:

Tabla - Características técnicas

		Ejes (barras)/ Shafts				Ejes huecos (tubos) Tubes
Tratamientos y mecanizados Treatments and workings		Templados Rectificados Hardened Ground			Templados Cromados Hardened Chromed	Trepés Rectifiés Hardened Ground
Sigla / Designation		SGB	SGD	SGE	SCB	TGA
Tipo de acero Steel typology		CF 53/CK 55	X46Cr13	X90CrMoV18	CF 53/CK 55	100 Cr6
Tolerancia ISO diámetro (diámetro exterior para ejes huecos) Diameter ISO tolerance (external diameter for tubes)		h6	h6	h6	h7	h6
Tolerancias de forma Shape tolerances	Circularidad Roundness	1/2 Tolerancia dimensional ISO 1/2 ISO tolerance dimensional				
	Alineación Straightness	0.05 [mm] 1 m	0.05 [mm] 1 m	0.05 [mm] 1 m	0.10 [mm] 1 m	0.05 [mm] 1 m
Rugosidad R _a Surface finish		≤ 0.20 [μm]				
Dureza superficial Surface hardness		62 ± 2 HRC	55 ± 2 HRC	57 ± 2 HRC	62 ± 2 HRC	60 ± 2 HRC
Espesor película cromo aportado (para ejes templados cromados) Film chrome thickness (for hardened chromed shafts)		-	-	-	8+15 [μm] 20+30 [μm]	-
Dureté apport chrome (pour arbres trempés et chromés) Film chrome hardness (for hardened chromed shafts)		-	-	-	65+70 HRC	-

1.1 Technical characteristics

NBS technical characteristics and mechanical properties are shown in the following table:

Table 1 - Technical characteristics

Tabla - Dimensiones ejes

Table - Shaft dimensions

Ejes / Shafts	
Diámetro Diameter [mm]	3, 4, 5, 6 8, 10, 12, 14, 15, 16, 18, 20, 22, 24, 25, 28, 30, 32, 35, 40, 45, 50, 60, 65, 70, 80, 90, 100
Longitud máx. Max. length [mm]	3000/6000 6000/7000

4. BIBLIOGRAFÍA

- Instituto de la información sanitaria. Estadísticas comentadas. (2010). *La atención a la fractura de cadera en los hospitales del SNS*. (Publicación en Internet). Madrid: Ministerio de Sanidad y política social.
- Lapuebla, A., (2012). *Dimensionado de elementos de acero*. Apuntes asignatura Estructuras. Dept. Mecánica de los medios continuos y teoría de estructuras. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universitat Politècnica de València.
- Dept. de Ingeniería mecánica y materiales. Apuntes de la Asignatura Tecnología de Máquinas. (2012). *Criterio de Fallo estático bajo tensiones multiaxiales*. (pp 27-45). Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universitat Politècnica de València.
- Dept. de Ingeniería mecánica y materiales. Apuntes de la Asignatura Tecnología de Máquinas. (2012). *Diseño a fatiga: enfoque de tensiones*. (pp 58-99). Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universitat Politècnica de València.
- *Altas hospitalarias según el sexo, el grupo de edad y el diagnóstico principal*. (2004-2012). Consultado el 20 de abril del 2014 de: <http://www.ine.es/jaxi/tabla.do?path=/t15/p414/a2012/l0/&file=01003.px&type=pca&xis&L=0>
- *Registro de altas hospitalarias del Conjunto Mínimo Básico de Datos (CMBD) de los hospitales del Sistema Nacional de Salud*. (2004-2012). Consultado el 20 de abril del 2014 de: <http://icmbd.es/indicadorAction.do?method=list>
- *Population on 1 January by broad age group and sex in Spain*. (2004-2012). Consultado el 20 de abril del 2014 de: http://appsso.eurostat.ec.europa.eu/nui/show.do?dataset=demo_pjanbroad&lang=en
- ISO 14242. *Implants for surgery: Wear of total hip joint prostheses. Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test*. 2012. International Organization for Standardization.

Trabajo Final de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

PRESUPUESTO

Diseño de un simulador de cadera para el estudio biomecánico del movimiento Flexión-Extensión del comportamiento de las prótesis articulares Metal-Metal.

Arnau Gandia Montes

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. PRESUPUESTO PARCIAL POR PARTIDAS 3

2. RESUMEN DEL PRESUPUESTO POR PARTIDAS..... 7

1. PRESUPUESTO PARCIAL POR PARTIDAS

PARTIDA 1:		DESARROLLO DEL TFG		
Concepto	Cantidad	Unidades	Precio unitario	Total
Estudio, análisis y diseño del simulador	180	h	50 €/h	9.000,00 €
Documentación y realización de informes	80	h	25 €/h	2.000,00 €
Realización de planos	40	h	50 €/h	
Amortización ordenador portátil TOSHIBA	300	h	0,15 €/h	45,00 €
Amortización Programa Autodesk Inventor (<i>Vida útil 4 años, a 2000h/año</i>)	40	h	1 €/h	40,00 €
Amortización licencia Autodesk Inventor 2014 (<i>Vida útil 1 año a 2000h/año</i>)	40	h	0,6 €/h	24,00 €
Amortización licencia Microsoft Office 2013 (<i>Vida útil 1 año a 2000h/año</i>)	80	h	0,06 €/h	4,80 €
Amortización licencia Working Model (<i>Vida útil 6 meses a 160h/mes</i>)	40	h	0,8 €/h	32,00 €
Material de oficina y reprografía	1		100 €	100,00 €
			SUBTOTAL	11.245,80 €
		Costes indirectos	2%	224,92 €
TOTAL PARTIDA 1				11.470,72 €

PARTIDA 2:		EL SIMULADOR		
PARTIDA 2.1: ESTRUCTURA				
Concepto	Cantidad	Unidades	Precio unitario	Coste
Perfil hueco cuadrado 50.2 de acero S235JR UNE-EN 10025 <i>Incluye imprimación antioxidante de secado rápido</i>	3	m	2 €/m	6,00 €
Chapa acero S235JR UNE-EN 10025 para base de estructura dim. 1000x1000x20 mm <i>Incluye corte y servicio de la chapas e imprimación antioxidante de secado rápido</i>	150	Kg	2 €/Kg	300,00 €
Mecanizado de las piezas	5	h	30 €/h	150,00 €
			SUBTOTAL	456,00 €
Costes directos <i>Incluye tornillería y otros elementos de unión</i>			5%	22,80 €
TOTAL				478,80 €
PARTIDA 2.2: SISTEMA DE ACCIONAMIENTO				
Concepto	Cantidad	Unidades	Precio unitario	Coste
Motor eléctrico de corriente alterna monofásico modelo ALY_90S-4 marca Alren <i>Incluye el motor y accesorios de enganche</i>	1		193 €/ud	193,00 €
Reductor modelo RSTV 063 marca TAÜSEND <i>Incluye reductor y accesorios de enganche</i>	1		275 €/ud	275,00 €
Disco acero S235JR. Ø150 mm y esp. 10 mm <i>Incluye tratamiento anticorrosión</i>	2	Kg	2 €/Kg	4,00 €
Chapa cuadrada de acero S235JR para elemento seguidor. Dim. 100x500 mm y espesor 10 mm <i>Incluye tratamiento anticorrosión</i>	4	Kg	2 €/Kg	8,00 €
Rótula con rodamientos de bolas integrado TSM 10 BB marca ISB	1		3,5 €/ud	3,50 €
Bulón Acero galvanizado límite elástico 700 MPa, diam. 10 mm y long. 63 mm	1		3 €/ud	3,00 €

Casquillo sinterizado en bronce autolubricado. Φ Int. 10 mm, Φ ext. 20 mm, longitud 24 mm	1		3,5 €/ud	3,50 €
Chapa rectangular de acero S235JR dim. 44x50 mm y espesor 20 mm <i>Incluye tratamiento anticorrosión</i>	0,4	Kg	2 €/Kg	0,80 €
Sistema de guías lineales con recirculación de bolas. Modelo SNC20-1-PO-N-L400 marca ISB	1		175 €/ud	175,00 €
Sistema de guía lineal con rodamiento. Códigos SCB16, SK-16, KN16-d y SC16-d-AS, marca ISB	2		200 €/ud	400,00 €
Mecanizado de las piezas	3	h	30 €/h	90,00 €
			SUBTOTAL	1.155,80 €
			Costes directos 5%	57,79 €
<i>Incluye tornillería, otros elementos de unión y lubricantes</i>				
TOTAL				1.213,59 €
PARTIDA 2.3: SISTEMA DE MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN				
Concepto	Cantidad	Unidades	Precio unitario	Coste
Barra redonda lisa Acero S235JR galvanizado. Diam. 10mm y longitud 310mm.	0,5		3 €/kg	1,50 €
Rótula con rodamientos de bolas integrado TSF 10 BB marca ISB	1		3,5 €/ud	3,50 €
Espárrago Acero S235JR galvanizado, diam. 10mm y long. 60mm	1		3 €/ud	3,00 €
Chapa rectangular de acero S235JR dim. 44x48,8 y espesor 20mm <i>Incluye tratamiento anticorrosión</i>	0,4	Kg	2 €/Kg	0,80 €
Sistema de guías lineales con recirculación de bolas. Modelo SNC20-1-PO-N-L400 marca ISB	1		175 €/ud	175,00 €
Mecanizado de las piezas	1	h	30 €/h	30,00 €
			SUBTOTAL	213,80 €
			Costes directos 5%	10,69 €
<i>Incluye tornillería, otros elementos de unión y lubricantes</i>				
TOTAL				224,49 €

PARTIDA 2.4: CELDA ELECTROQUÍMICA				
Concepto	Cantidad	Unidades	Precio unitario	Coste
Cubo 5 caras de metacrilato. Dim. 150x100 mm, altura 130 mm, espesor 5 mm	1		25 €/kg	25,00 €
Placa metacrilato 200x140mm espesor 5mm	1		5 €/ud	5,00 €
Mecanizado de las piezas	1	h	30 €/h	30,00 €
			SUBTOTAL	60,00 €
Costes directos			5%	3,00 €
<i>Incluye tornillería, otros elementos de unión y adhesivo</i>				
TOTAL				63,00 €
PARTIDA 2.5: MONTAJE Y PUESTA A PUNTO				
Concepto	Cantidad	Unidades	Precio unitario	Coste
Mecánico	4	h	40 €/h	160,00 €
			SUBTOTAL	160,00 €
Costes indirectos			5%	8,00 €
TOTAL				168,00 €
TOTAL PARTIDA 2				2.147,88 €

2. RESUMEN DEL PRESUPUESTO POR PARTIDAS

PARTIDA	TÍTULO	TOTAL
P1	Desarrollo TFG	11.470,72 €
P2	El simulador	
P2.1	Estructura	478,80 €
P2.2	Sist. Accionamiento	1.213,59 €
P2.3	Sist. Movimiento Flexión-Extensión	224,49 €
P2.4	Celda electroquímica	63,00 €
P2.5	Montaje y puesta a punto	168,00 €
		2.147,88 €
PRESUPUESTO TOTAL		13.618,60 €
	IVA	21%
		2.859,91 €
PRESUPUESTO EJECUCIÓN		16.478,50 €

Asciende el presupuesto a la expresada cantidad de:

DIECISÉIS MIL CUATROCIENTOS SETENTA Y OCHO EUROS CON CINCUENTA CÉNTIMOS

25 de Junio del 2014

Trabajo Final de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

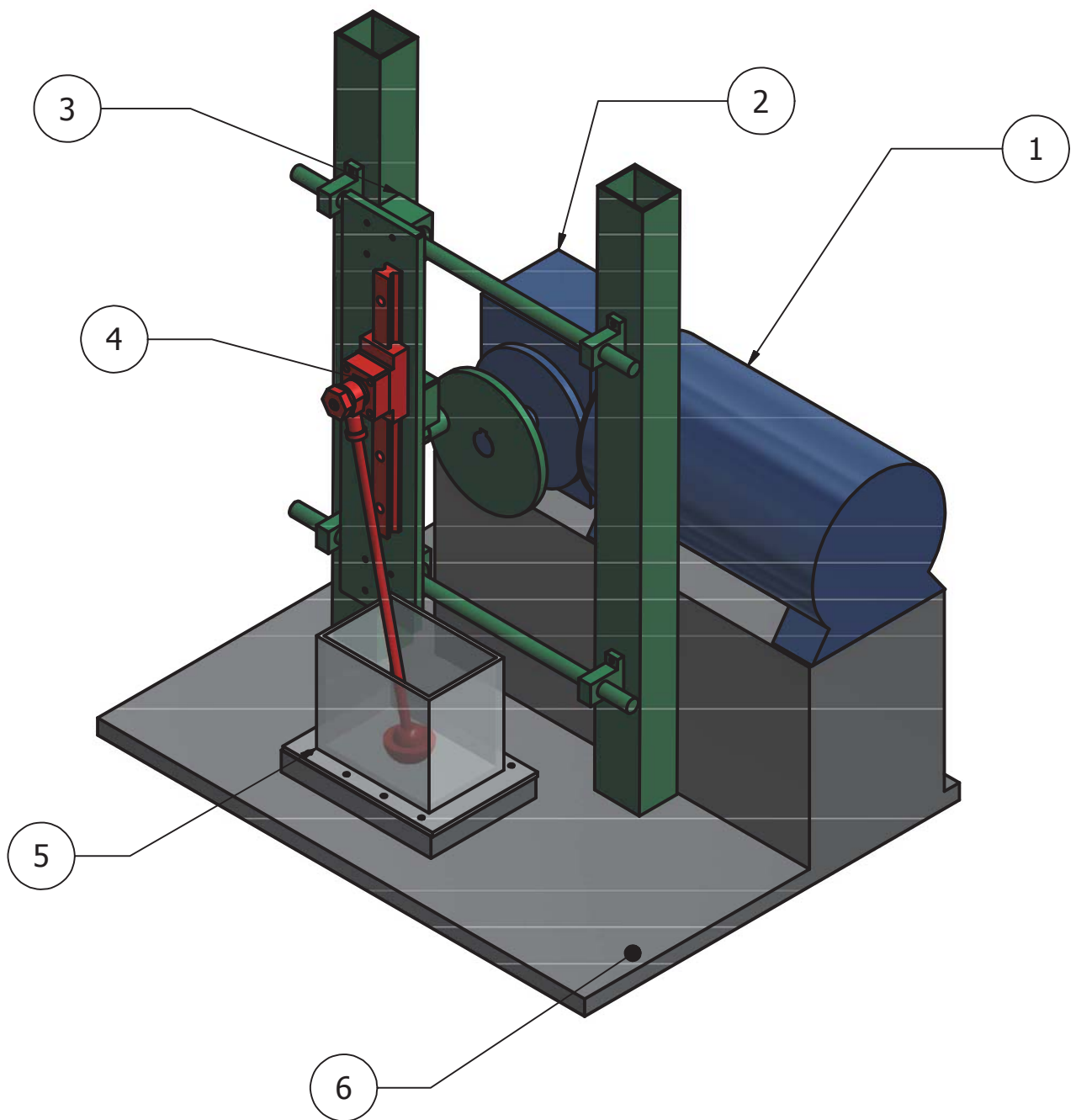
PLANOS

Diseño de un simulador de cadera para el estudio biomecánico del movimiento Flexión-Extensión del comportamiento de las prótesis articulares Metal-Metal

Arnau Gandia Montes

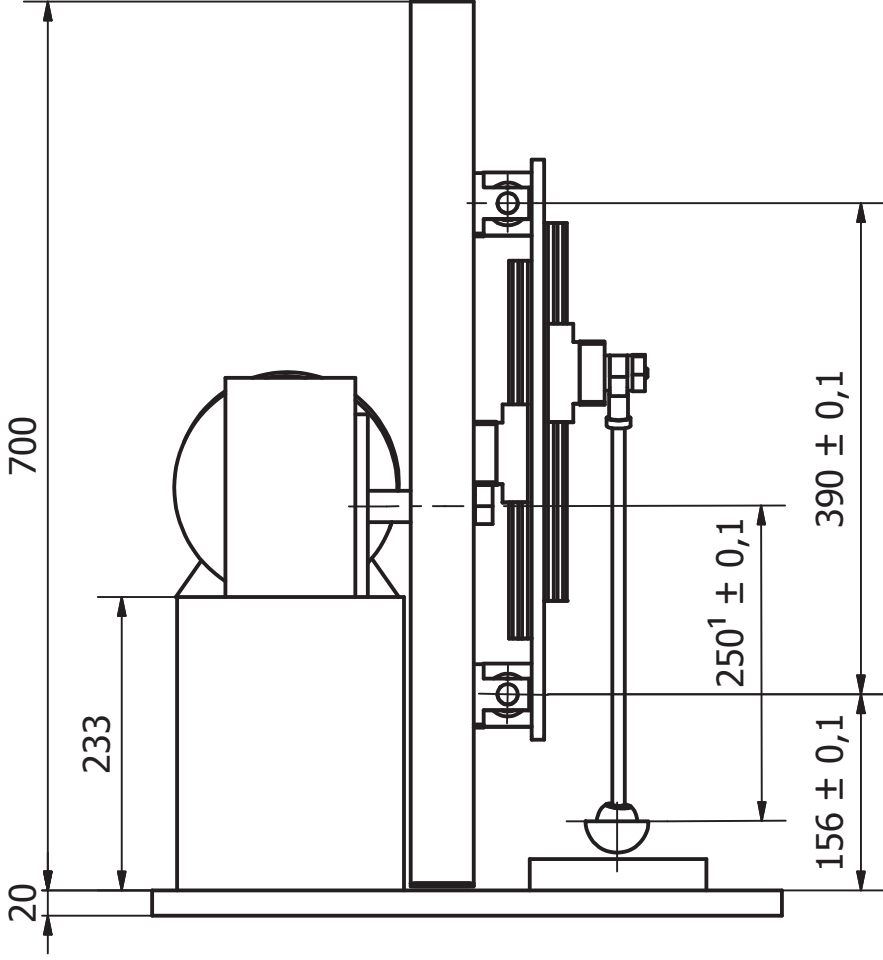
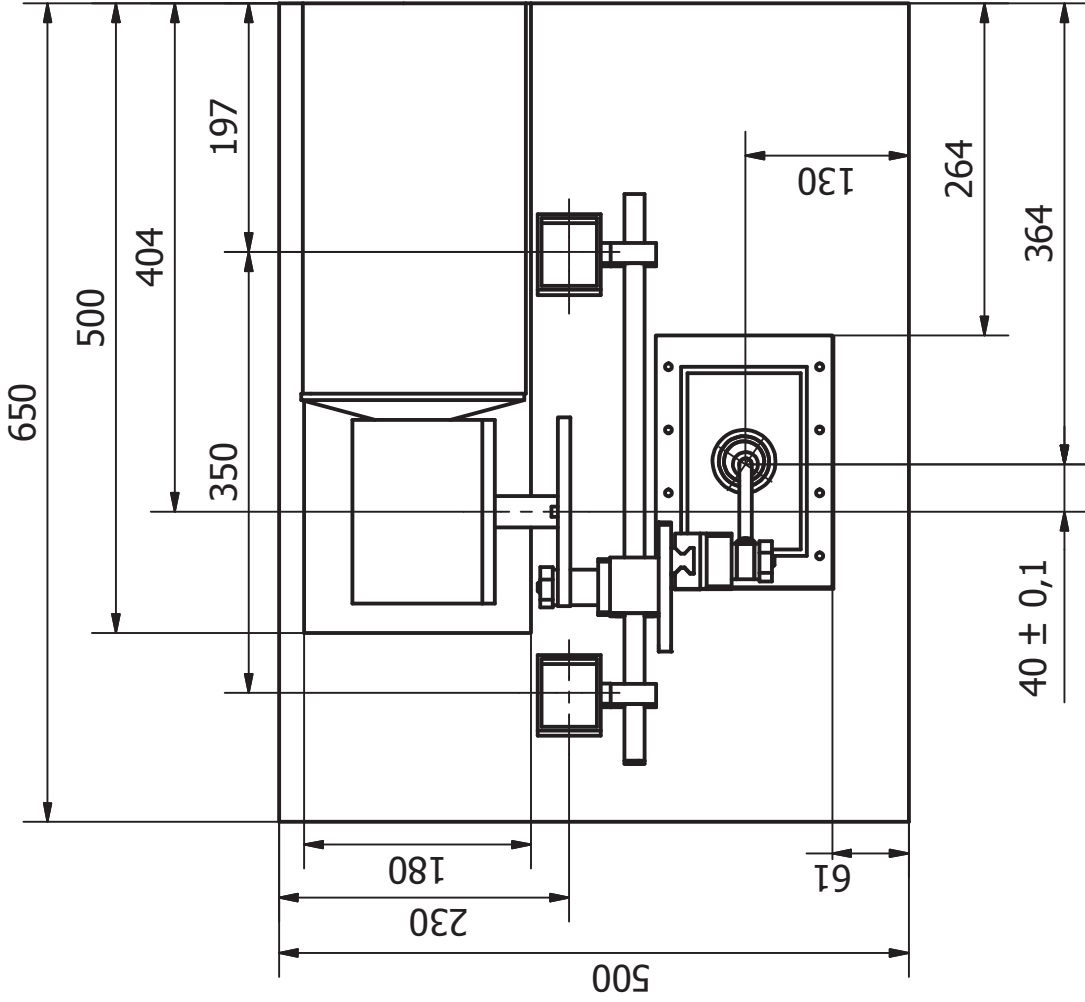
ÍNDICE DEL DOCUMENTO PLANOS

01. PLANO GENERAL
02. COTAS GEOMÉTRICAS GENERALES
03. SISTEMA DE ACCIONAMIENTO
04. SISTEMA MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN
05. CELDA ELECTROQUÍMICA
06. ARTICULACIÓN DISCO-SEGUIDOR
07. SEGUIDOR
08. DISCO
09. PLACA UNIÓN VÁSTAGO-SEGUIDOR
10. BULÓN Y ESPÁRRAGO
11. VÁSTAGO
12. PLACA UNIÓN DISCO-SEGUIDOR



LISTA DE PIEZAS

ELEM	CTDA	NOMBRE DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Motor	Modelo ALY_90S-4 marca Alren	
2	1	Reductor	Modelo RSTV 063 Marca Täusend	
3	1	Sist. Accionamiento		03
4	1	Sist. Movimiento FE		04
5	1	Celda electroquímica		05
6	1	Base Estructura		02
Nombre Pieza VISTA GENERAL			TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA	
Escala 1:6	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 01	



Tolerancia General ± 1 mm

1. La cabeza de la prótesis debe de estar a 250 mm del eje del reductor aunque se cambie el sistema de enganche del acetábulo o se aumente el tamaño de este.

Nombre Pieza

COTAS GEOMÉTRICAS GENERALES

Escala

1:6

Un. dim. mm



Autor

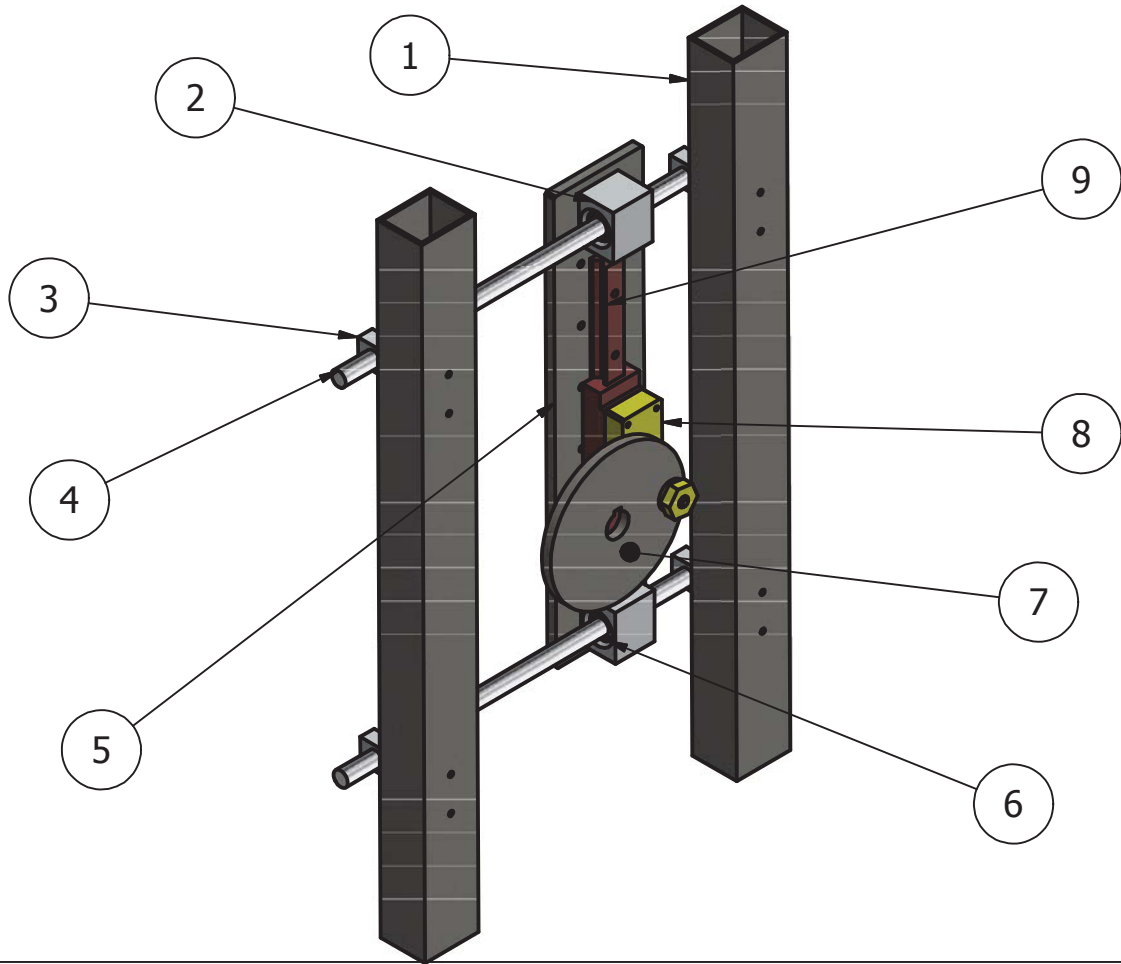
ARNAU GANDIA MONTES

TFG

DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO
FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA

Nº de Plano

02



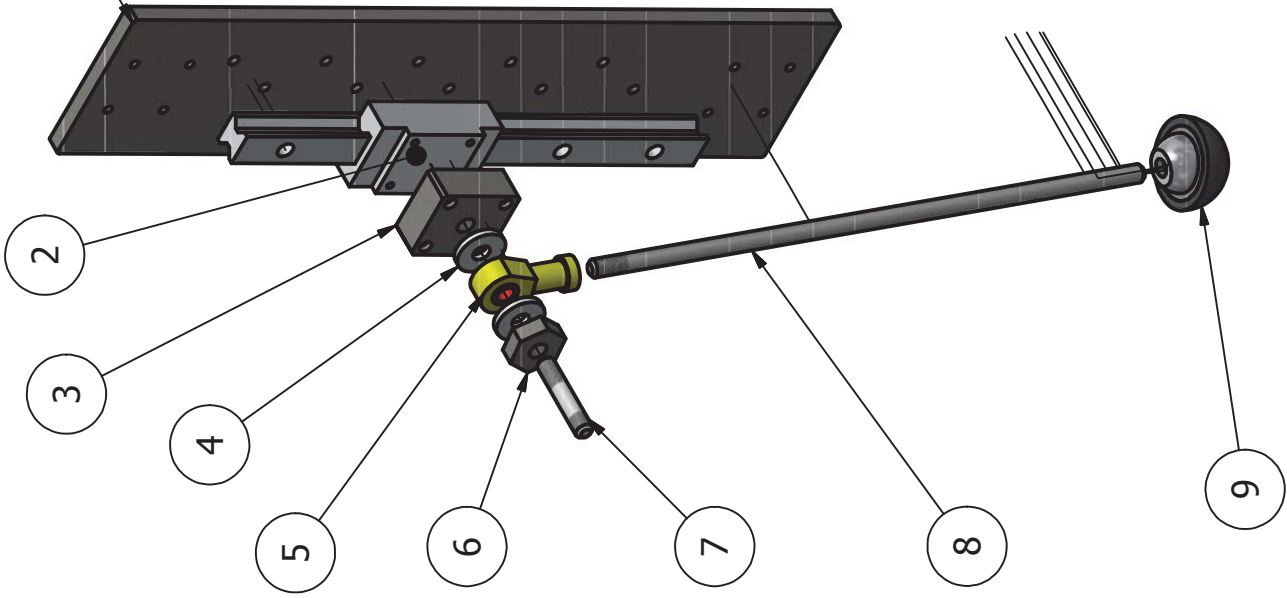
LISTA DE PIEZAS

ELEMEN	CTDAD	NOMBRE DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	2	Pilar	Perfil hueco cuadrado 50.2 Acero S235JR	02
2	2	Carro guía lineal hz.	Modelo SC-16-d-AS Marca ISB	
3	4	Soporte guía lineal hz.	Modelo SK-16 Marca ISB	
4	2	Barra guía lineal hz.	Modelo SCB16 Marca ISB	
5	1	Seguidor		07
6	2	Rodamiento guía lineal hz.	Modelo KN-16-d Marca ISB	
7	1	Disco		08
8	1	Articulación unión Disco-Seguidor	Varios elementos	06
9	1	Sist. guiado lineal recirculación de bolas	Modelo SNC20-1-PO-N-L400 Marca ISB	

Nombre Pieza SISTEMA DE ACCIONAMIENTO	TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA
---	---

Escala 1:6	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 03
---------------	-----------------	-------------------------------------	-------------------

1 Forma parte del sist. de accionamiento



LISTA DE PIEZAS

ELEMEN	CTDAD	NOMBRE DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Seguidor		07
2	1	Sist. guiado lineal recirculación de bolas	Modelo SNC20-1-PO-N-L-160 Marca ISB	
3	1	Placa unión Vástago-Seguidor		09
4	2	Arandela plana	Arandela plana para M10 DIN125	
5	1	Rótula con rodamiento de bolas integrado	Modelo TSF10 BB Marca ISB	
6	1	Tuerca hexagonal	Tuerca hexagonal M10 DIN934	
7	1	Espárrago unión Vástago-Seguidor		10
8	1	Barra Vástago		11
9	1	Par Metal-Metal Prótesis		

Nombre Pieza

SIST. MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN

TFG

DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA

Escala
1:4

Un. dim. mm



Autor

ARNAU GANDIA MONTES

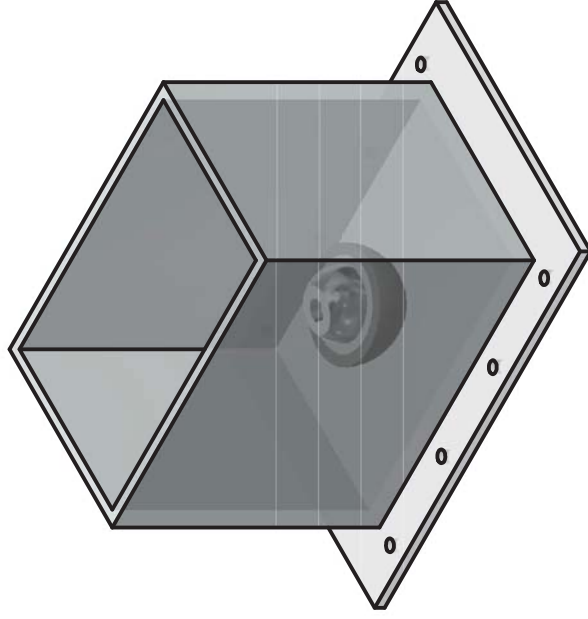
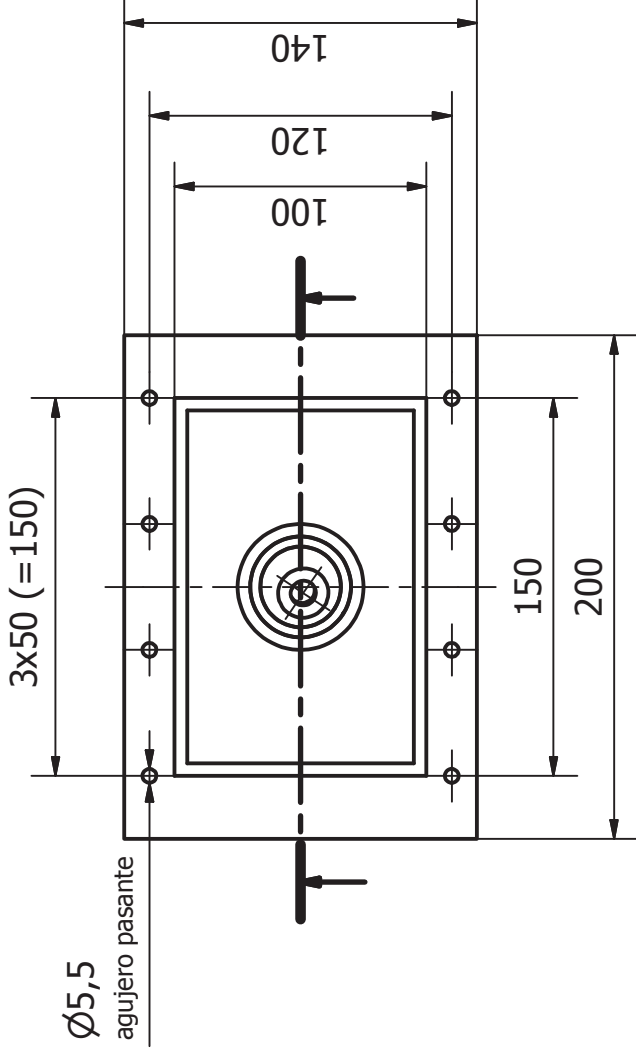
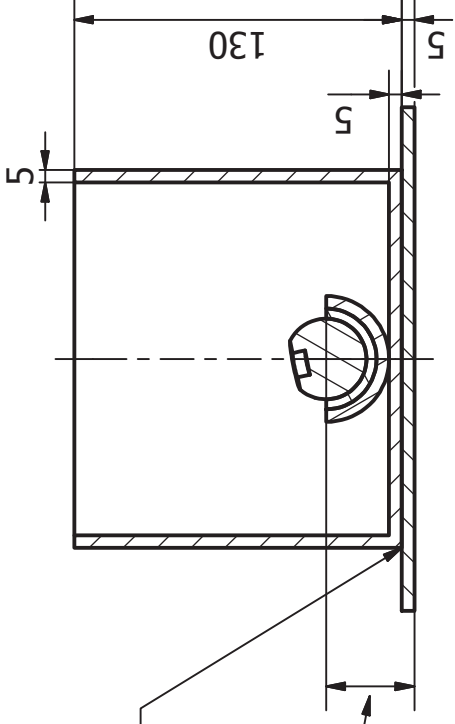
Nº de Plano
04

Tolerancia general 1 mm

Material: Metacrilato

Unión adhesiva

El anclaje de la cabeza femoral a la caja debe garantizar la cota 250 mm entre la cabeza y el eje del reductor



Nombre Pieza

CELDA ELECTROQUÍMICA

TFG

DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO
FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA

Escala

1:3

Un. dim. mm

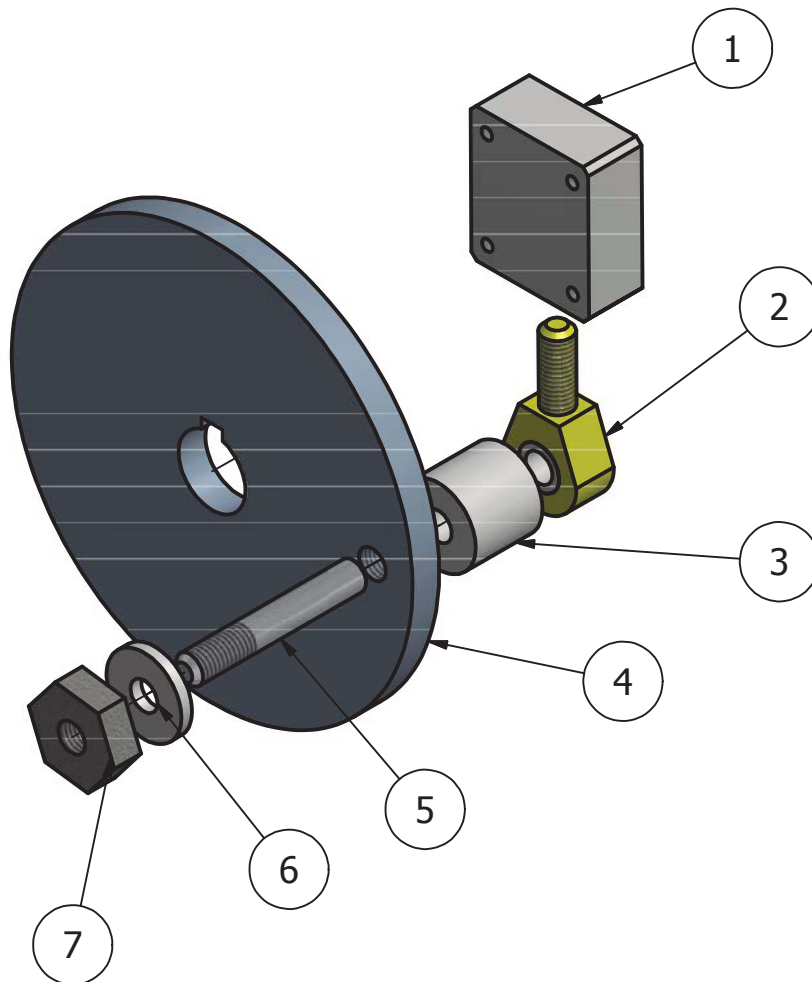


Autor

ARNAU GANDIA MONTES

Nº de Plano

05



LISTA DE PIEZAS

ELEMEN	CTDAD	NOMBRE DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Placa unión Disco-Seguidor		12
2	1	Rótula con rodamiento de bolas integrado	Modelo TSM 10BB Marca ISB	
3	1	Casquillo bronce autolubricado	Tipo A. Diam. int 10, diam. ext 20, L 24. Marca SANMETAL	
4	1	Disco		08
5	1	Bulón unión Disco-Seguidor		10
6	1	Arandela plana	Arandela plana para M10 DIN125	
7	1	Tuerca Hexagonal	Tuerca hexagonal M10 DIN934	

Nombre Pieza
ARTICULACIÓN DISCO-SEGUIDOR

TFG
DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO
FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA

Escala
1:2

Un. dim. mm



Autor

ARNAU GANDIA MONTES

Nº de Plano

06

Tolerancia General ± 1 mm

Material: Acero S235JR

1. Carril guía lineal vertical S-V
2. Carril guía lineal vertical D-S

A-A



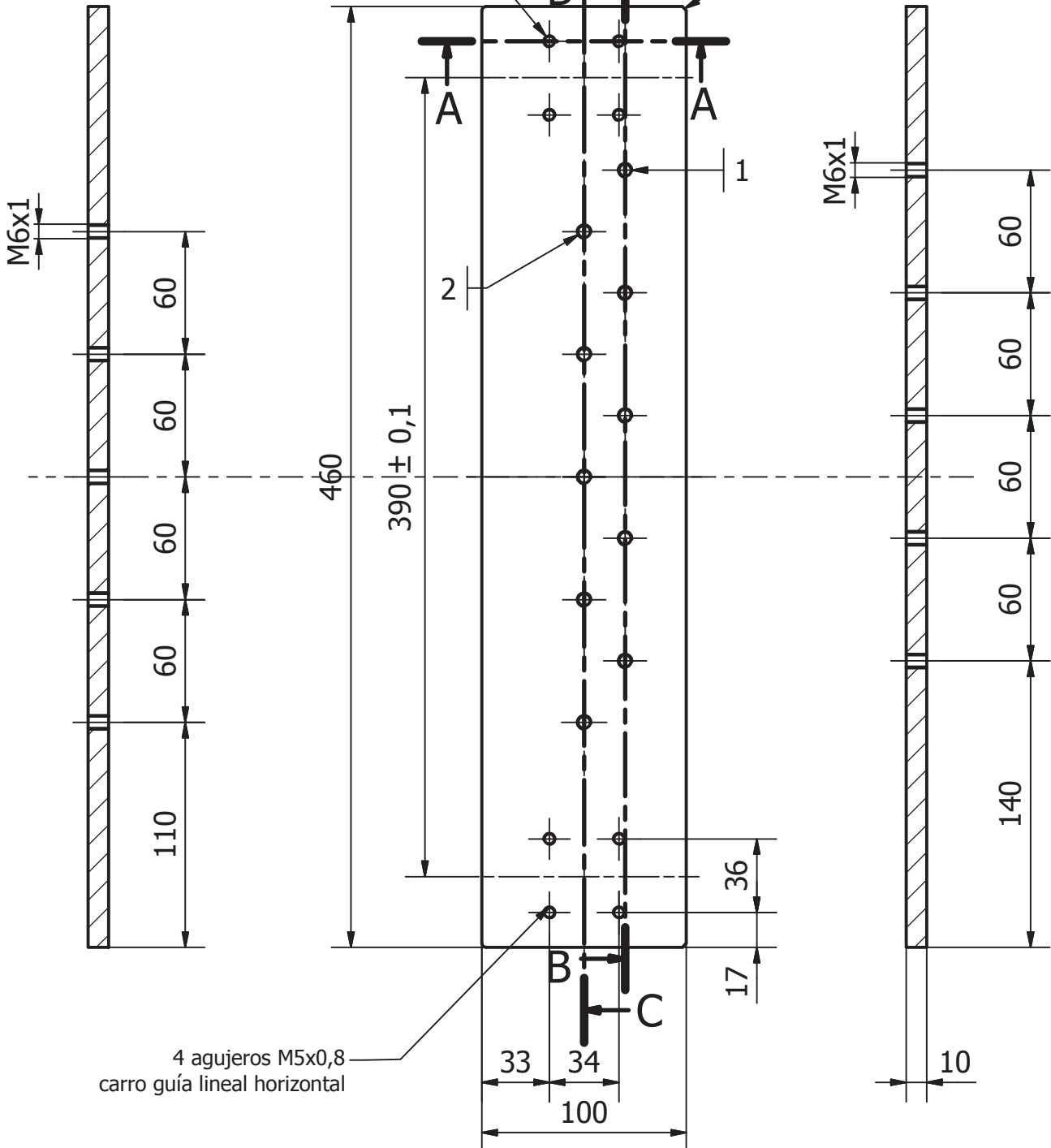
$20 \pm 0,1$

4 agujeros M5x0,8
carro guía lineal horizontal

C-C

B-B

$2 \times 45^\circ$



Nombre Pieza
SEGUIDOR

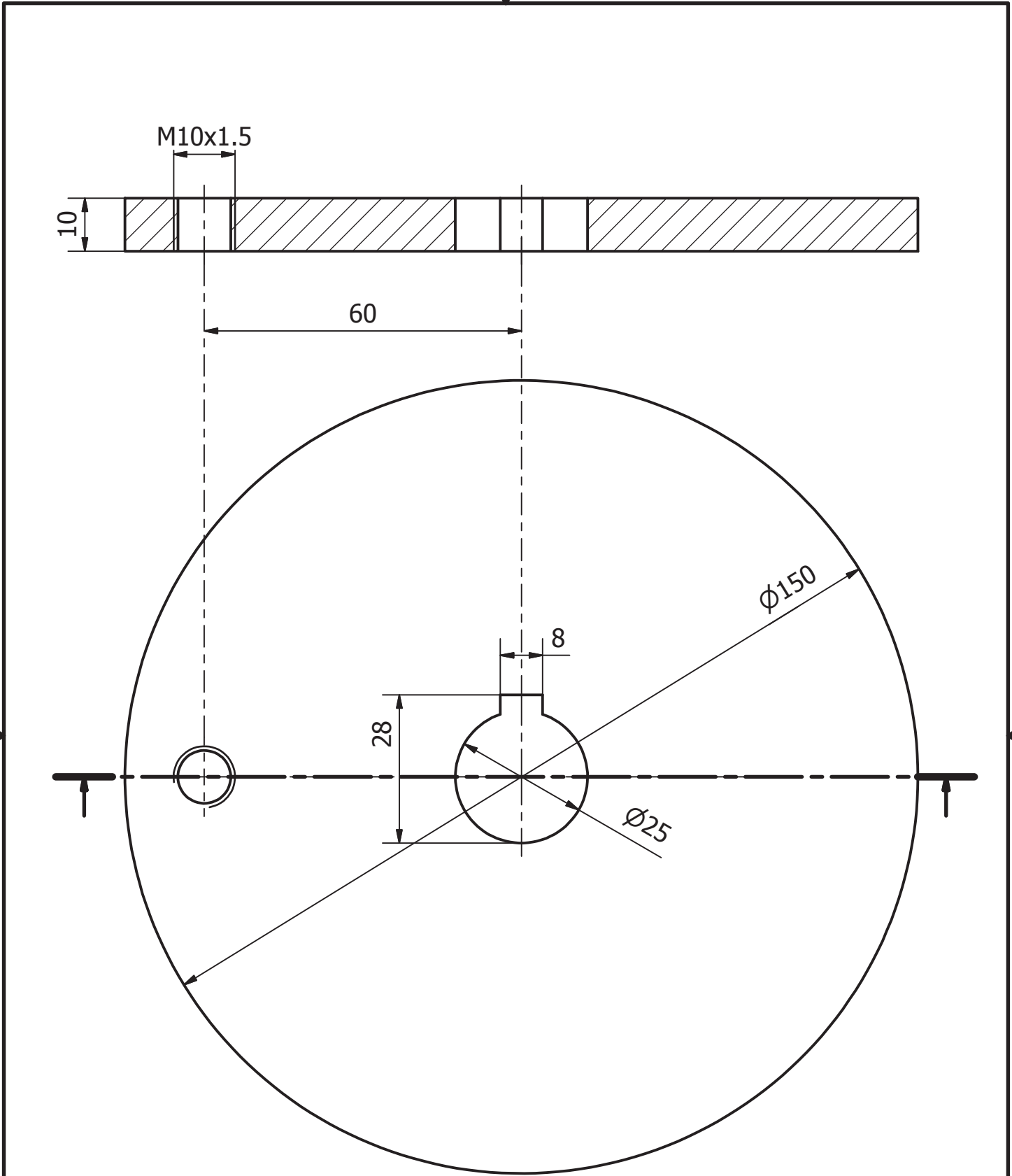
TFG
DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO
FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA

Escala
1:3

Un. dim. mm

Autor
ARNAU GANDIA MONTES

Nº de Plano
07

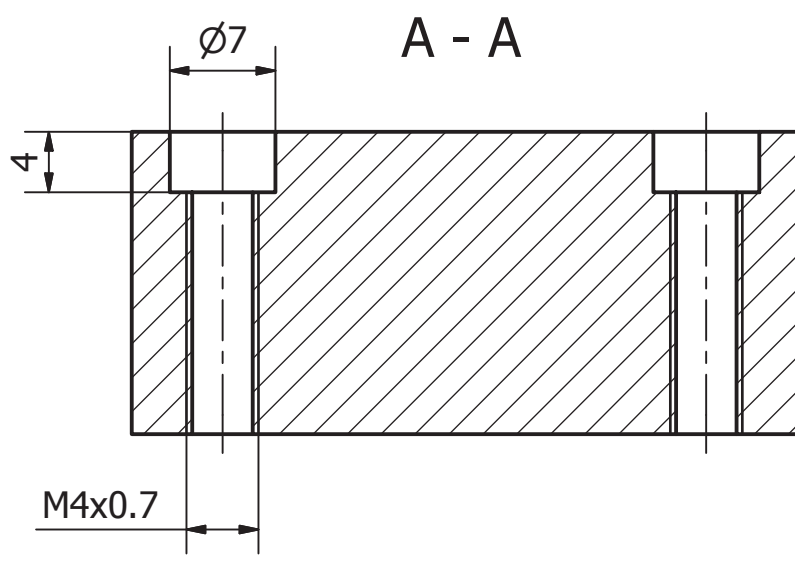


±Tolerancia general 0.1 mm

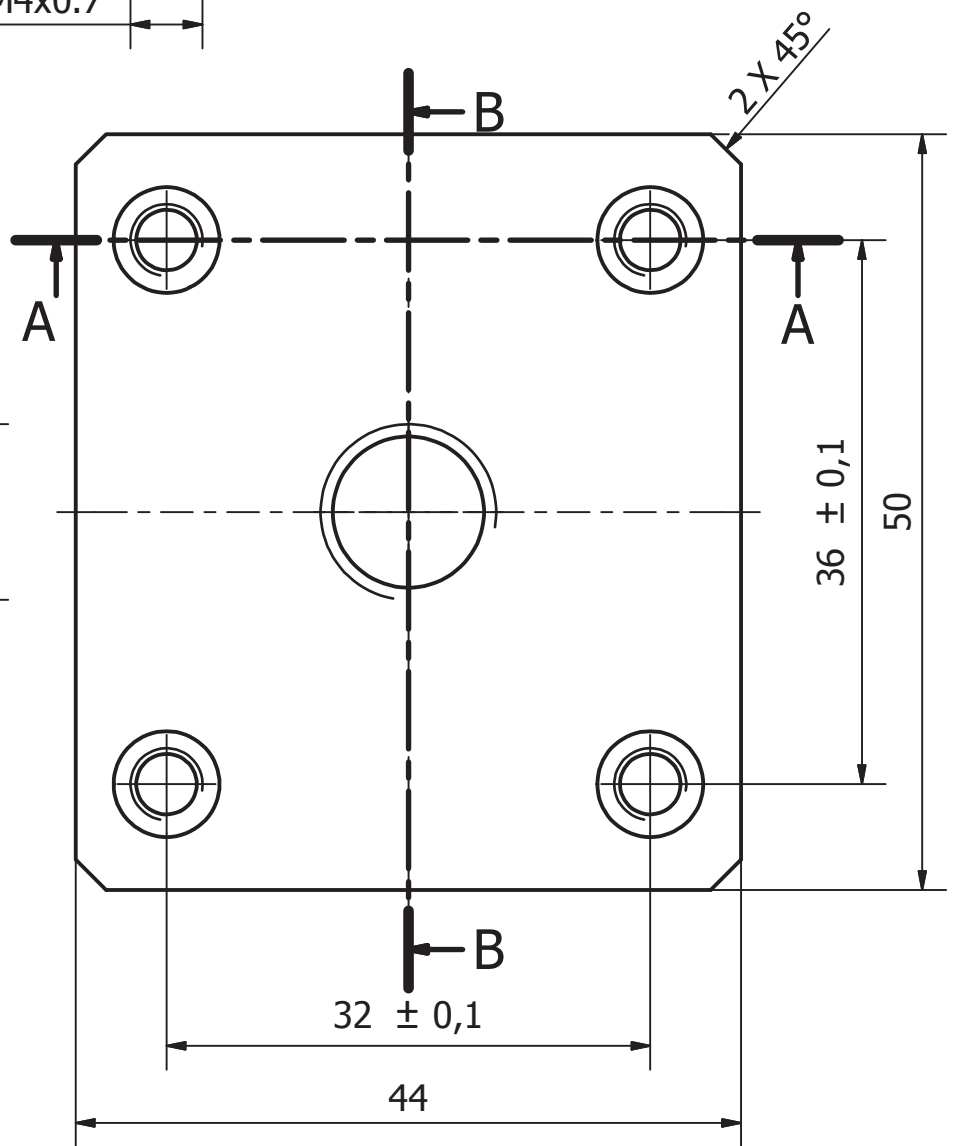
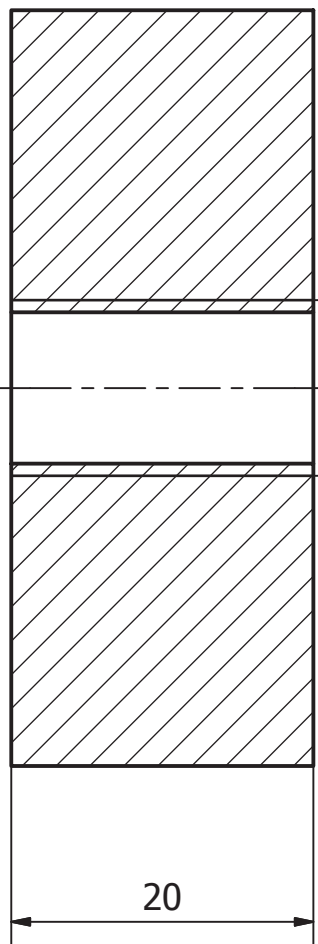
Material: Acero S235JR

Nombre Pieza DISCO		TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA	
Escala 1:1	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 08





B-B



Tolerancia General ± 1 mm

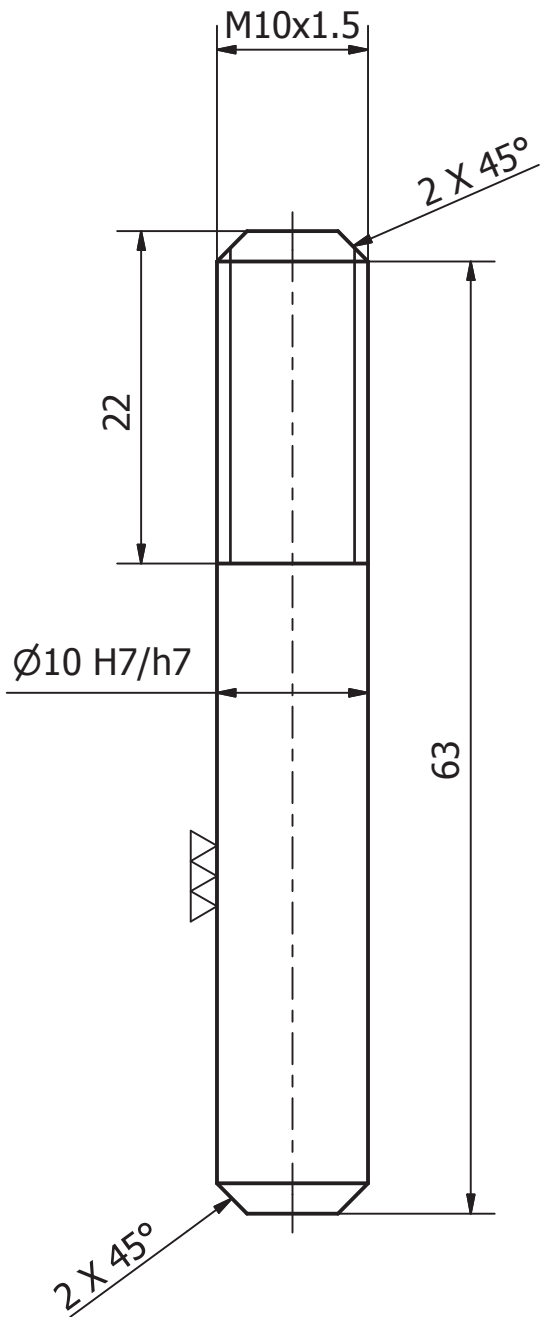
Material: Acero S235JR

Nombre Pieza PLACA UNIÓN VÁSTAGO-SEGUIDOR		TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA	
Escala 2:1	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 09



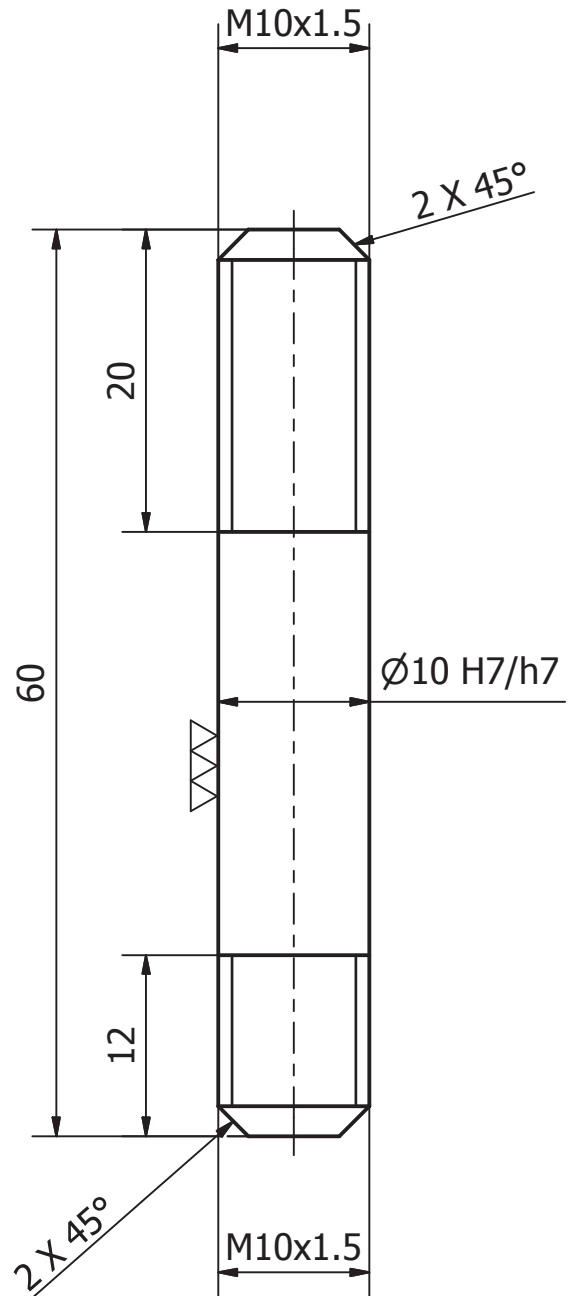
**BULÓN UNIÓN
DISCO-SEGUIDOR**

Material: Acero Lim. Elast. > 700MPa galvanizado




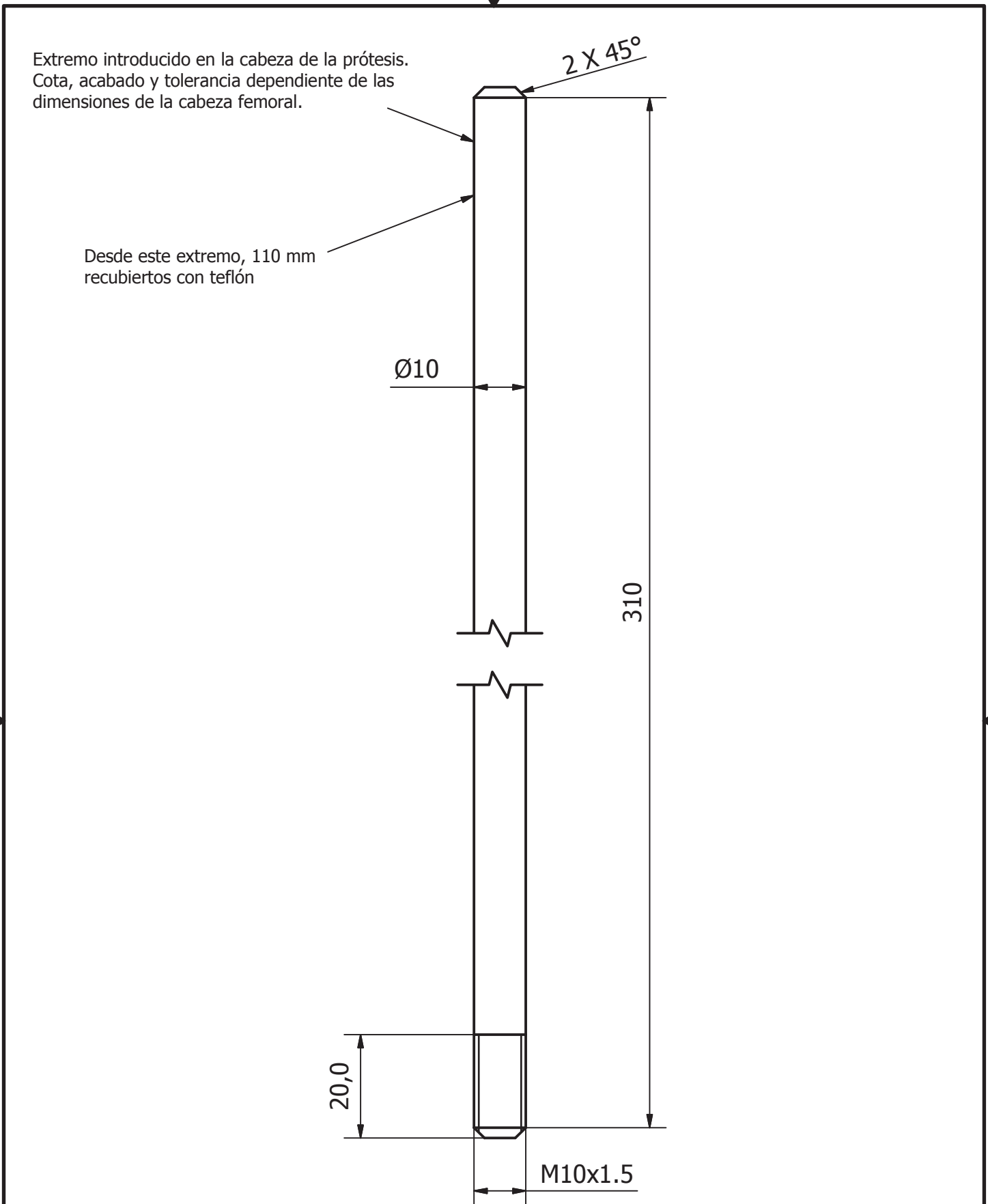
**ESPÁRRAGO UNIÓN
VÁSTAGO-SEGUIDOR**

Material: Acero S235JR galvanizado



Tolerancia General ± 1 mm

Nombre Pieza BULÓN Y ESPÁRRAGO		TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA	
Escala 2:1	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 10



Extremo introducido en la cabeza de la prótesis.
Cota, acabado y tolerancia dependiente de las
dimensiones de la cabeza femoral.

Desde este extremo, 110 mm
recubiertos con teflón

Ø10

2 X 45°


310

20,0

M10x1.5

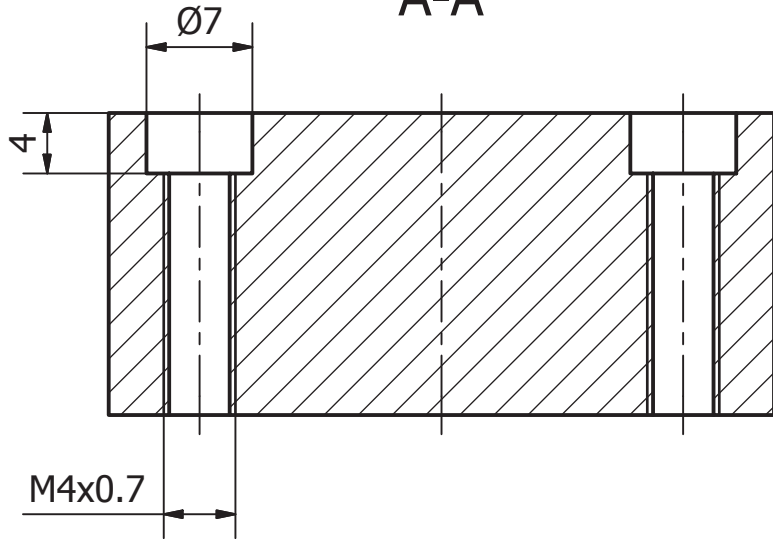
Material: Acero S235JR galvanizado

±Tolerancia lateral 0.1mm

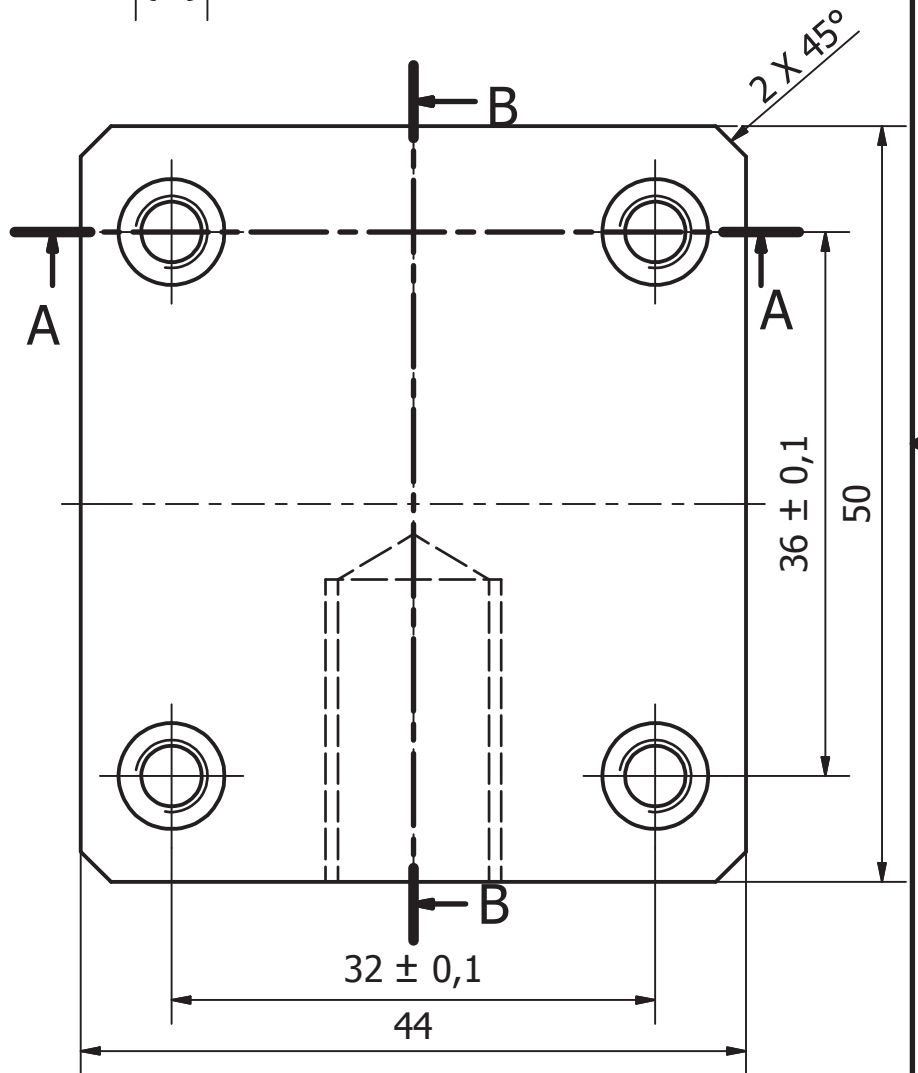
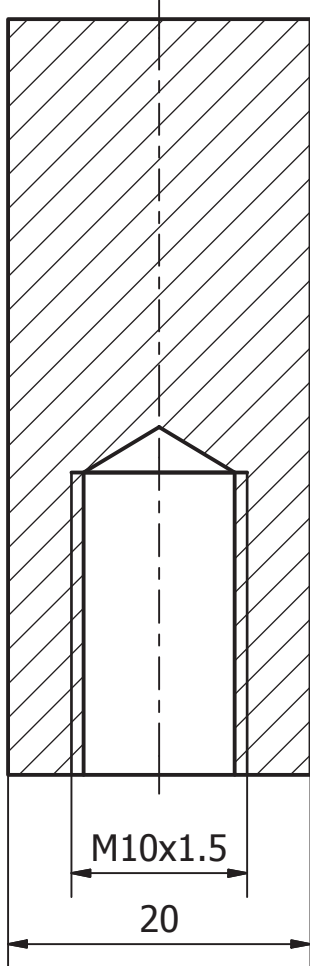
Nombre Pieza VÁSTAGO		TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA	
Escala 1:1	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 11



A-A



B-B



Tolerancia General ± 1 mm

Material: Acero S235JR

Nombre Pieza PLACA UNIÓN DISCO-SEGUIDOR		TFG DISEÑO SIMULADOR MOVIMIENTO FLEXIÓN-EXTENSIÓN PRÓTESIS DE CADERA	
Escala 2:1	Un. dim. mm 	Autor ARNAU GANDIA MONTES	Nº de Plano 12

