TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO DE ÓRTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR APLICABLE A REHABILITACIONES Y COMO EXOESQUELETO

TRABAJO FIN DE GRADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE **GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES**

JULIO **2017**

Elena Escuder Milián

DIRECTOR DEL TRABAJO FIN DE GRADO:
Julio Muñoz García

INDUSTRIALES
ETSII | UPM

POLITÉCNICA

RESUMEN

El presente Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo el diseño de una órtesis de descarga de miembro superior que pueda utilizarse para la rehabilitación de pacientes con lesiones musculares o como exoesqueleto, para individuos que no presenten lesiones.

Una órtesis es un aparato externo utilizado para modificar las condiciones estructurales y funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto. Las órtesis de descarga tienen como objetivo descargar, estabilizar, fijar, proteger o mantener el miembro en una posición determinada. Gracias a estas órtesis se reduce la carga que deben soportar los músculos.

Estudio anatómico y biomecánico

Para comprender el comportamiento y las capacidades del miembro superior se lleva a cabo en primer lugar un estudio anatómico y biomecánico del mismo.

El hueso

El tejido óseo está compuesto por células y una matriz orgánica que contiene elementos inorgánicos que dan al hueso dureza y rigidez, como calcio y fosfatos. La unidad estructural fundamental del hueso es la osteona, dentro de la cual se entrecruzan las fibras de colágeno, aumentando la resistencia mecánica del hueso.

Existen dos tipos de tejido óseo: compacto y esponjoso, siendo este último menos denso. Los huesos largos tienen una capa superficial de hueso compacto y una masa central de hueso esponjoso. Ambos contribuyen a las características mecánicas finales del hueso en conjunto.

El comportamiento mecánico del hueso depende de la velocidad de la carga aplicada, con lo que es un material viscoelástico. Cuanto mayor sea la velocidad, mayores son las solicitaciones y la rigidez. Además, es un material anisótropo, con el mejor comportamiento para tracción longitudinal. También se ha estudiado, a través de la documentación relacionada, el comportamiento del hueso para distintos tipos de carga: tracción, compresión, cortadura, flexión, torsión, cargas combinadas y cargas dinámicas repetidas.

El músculo

De los tres tipos de tejido muscular que existen (cardiaco, liso y esquelético) se estudiará este último, por ser el de interés en este trabajo. Los músculos esqueléticos pueden realizar trabajo dinámico (movimiento y posicionamiento) y estático (mantenimiento de la postura corporal).

La fuerza que puede ejercer un músculo está altamente influenciada por numerosos parámetros: la relación longitud-tensión, la relación carga-velocidad, la relación fuerza-tiempo, la arquitectura del músculo, la temperatura o la fatiga. Se estudia el efecto de cada uno de estos parámetros.

La unidad estructural del músculo esquelético es la fibra muscular, una célula larga y cilíndrica. Dentro de cada fibra existen numerosas miofibrillas, unidades básicas de la contracción. Las miofibrillas se componen de sarcómeros, unidad anatómica y funcional del músculo. Se cree que la contracción muscular ocurre gracias al acortamiento de los sarcómeros, debido al movimiento relativo entre los filamentos que los componen, que mantienen su longitud.

El modelo mecánico del músculo más extendido es el modelo de Hill (Fig. i), compuesto por dos elementos en serie y uno en paralelo, tal que los componentes elásticos representan la tensión pasiva y el elemento contráctil, la tensión activa.

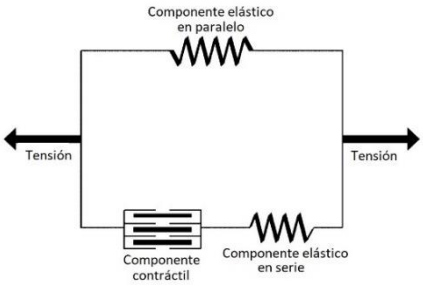


Figura i: Modelo de Hill [2].

Tendones y ligamentos

Los tendones, los ligamentos y las cápsulas articulares rodean y conectan los huesos y son estructuras mecánicamente pasivas, es decir, no se contraen produciendo movimiento. Ligamentos y cápsulas articulares unen hueso con hueso y actúan como restricciones estáticas. Los tendones unen los músculos a los huesos, transmitiendo fuerzas. Músculos y tendones actúan juntos imponiendo restricciones dinámicas.

La estructura de tendones y ligamentos es similar a la de los músculos: están compuestos de fibras que contienen fibras más pequeñas a su vez, todas dispuestas en la misma dirección, que es en la que se aplica la carga. Tanto tendones como ligamentos se componen de una matriz extracelular con una red de fibras de colágeno y células (tenocitos en los tendones y fibroblastos en los ligamentos). La diferencia entre ambos se encuentra en las fibras de colágeno, paralelas en los tendones y entrelazadas en los ligamentos. Estos tejidos también tienen un comportamiento viscoelástico. En general, la máxima deformación que admiten está entre un 8 y un 10%.

El miembro superior

En el miembro superior pueden distinguirse cuatro fragmentos: hombro, brazo, antebrazo y mano. La articulación entre brazo y antebrazo es el codo, donde existen realmente dos articulaciones: la del codo propiamente dicha, encargada de flexionar y extender, y la radiocubital proximal, responsable de la pronación y la supinación del antebrazo.

El rango normal de flexo-extensión es de 0 a 145º, con un rango funcional de entre 30 y 130º, y el de pronación-supinación está entre los 85º de pronación y 90º de supinación, aunque la mayoría de actividades habituales se llevan a cabo entre 50º de pronación y 50º de supinación.

Se estudia el comportamiento biomecánico del miembro en flexión, extensión, pronación y supinación. Durante la flexión, la fuerza de los músculos flexores depende de la posición relativa antebrazo-brazo y de la posición de pronosupinación: la eficacia máxima se da con el codo flexionado a 90º. Además, la fuerza de los grupos musculares flexor y extensor también depende de la posición de la articulación del hombro.

Con un cálculo sencillo, mediante equilibrio, se obtienen tanto la fuerza muscular necesaria para levantar un objeto con el codo flexionado a 90º, como la fuerza de reacción que se crea en la articulación.

Diseño

Para comenzar a diseñar la órtesis es necesario tener claro cuál es el objetivo final que se quiere conseguir, y qué características debe presentar el producto. Se va a diseñar una órtesis que, inmovilizando el antebrazo respecto al brazo, permita soportar un peso moderado con un esfuerzo muscular reducido. La posición del antebrazo debe ser adaptable a las

necesidades del individuo y la posición relativa permitirá una pequeña amplitud de movimiento de flexo-extensión, tal que puedan realizarse pequeños movimientos asistidos hacia arriba y hacia abajo respecto a una posición central. Siempre debe controlarse la carga a soportar.

Así, la órtesis debe ser cómoda, ligera, fácil de quitar y poner, desmontable, ajustable y tiene que ser posible y económicamente rentable su fabricación y montaje. Además, el material debe ser biocompatible y antialérgico.

Con una idea preliminar de cómo debe ser la órtesis, se aplica el método TRIZ de resolución de problemas de inventiva. Este método proporciona soluciones para eliminar contradicciones. Se utilizará para estudiar la contradicción entre la resistencia y el peso: a medida que aumenta la resistencia suele aumentar el peso, lo que debe evitarse si quiere conseguirse una órtesis ligera y cómoda.

Para el diseño de la articulación se estudian tres situaciones posibles: giro libre de antebrazo respecto a brazo, posición fija y giro auxiliado, que se han representado como vigas (Fig. ii izda., centro y dcha., respectivamente) con sus correspondientes apoyos y cargas puntuales y distribuidas: fuerza de reacción en la articulación R, fuerza muscular F, peso del objeto P, peso del antebrazo distribuido q, momento M (centro) y fuerza en los muelles M (dcha.).

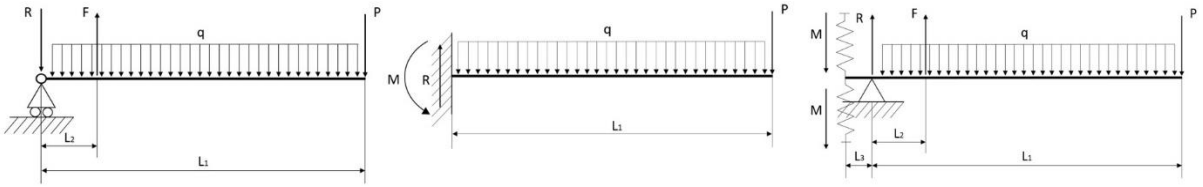


Figura ii: Vigas que representan el antebrazo.

Para el primer caso se calculan F y R para cuatro cargas diferentes: 1kg, 5kg, 10kg y 20kg. De los valores obtenidos destaca que la fuerza de reacción en el apoyo (R) es mucho mayor que la carga P soportada.

Para el segundo caso se calculan M y R para las mismas cargas y se proponen dos diseños que cumplirían con el objetivo de fijar la posición: una placa completamente rígida acoplada a brazo y antebrazo y un sistema de dos piezas, una para antebrazo y otra para brazo, unidas por una articulación tal que sea posible la flexión a partir de 90º pero no la extensión.

Para el giro auxiliado se ha decidido utilizar unos muelles, tomando como base el hecho de que varios resortes en paralelo sufren la misma deformación, siendo la fuerza soportada por cada uno proporcional a su constante elástica k. Dado que los músculos pueden modelizarse como muelles, se introducen muelles mecánicos en la articulación para que soporten parte de la fuerza total, tal que la fuerza que ejercen los músculos se reduzca.

Así pues, se toman los valores de P y F de giro libre y se calculan M y R para una reducción en la fuerza muscular F desde el 20% hasta el 80% en intervalos del 10%. Se diseñará la órtesis para que puedan soportarse 5kg con una reducción de fuerza muscular de un 60%, lo que implica una fuerza en los muelles de M=254,5N y una fuerza de reacción R=456,63N.

Se propone en primer lugar la articulación de la Figura iii, con la pieza 1 en el brazo y la 2 en el antebrazo, en la que las piezas número 5 pueden acercarse para comprimir los muelles y se fijan con tuercas, de forma que aumente la fuerza sobre el saliente de la pieza 2 al intentar moverla, acercándose a un empotramiento como el del segundo caso.

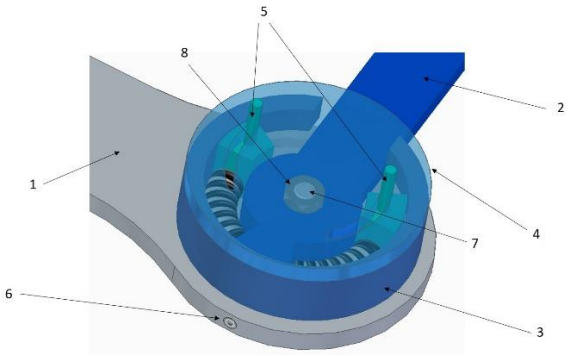


Figura iii: Primera propuesta de diseño.

Sin embargo, se advierten ciertos problemas en este diseño, como que la fuerza para comprimir los muelles sería muy grande, y por eso se diseña la articulación de la Figura iv, en la que las piezas 5 actúan como "compuertas" reduciendo la longitud útil del muelle y aumentando su constante k. De esta forma no es necesario aplicar una gran fuerza para obtener un apoyo más cercano a un empotramiento.

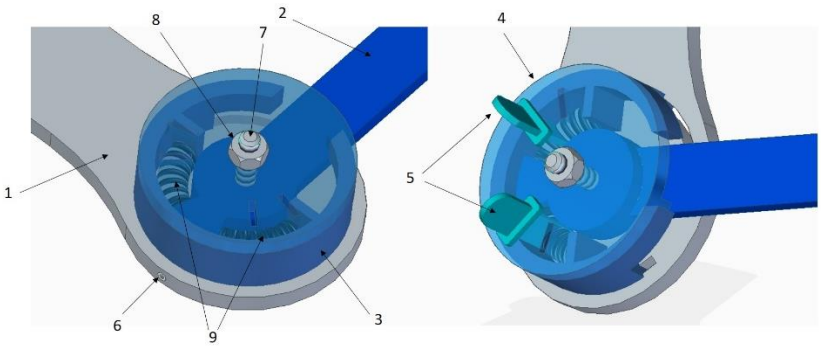


Figura iv: Segunda propuesta de diseño.

La posición relativa de brazo y antebrazo es de 90º en ambas figuras, pero gracias al sistema de inserción de la pieza 3 en la 1 es posible conseguir 80º, 110º y 130º, pues en la pieza 3 existen 4 orificios por los que pasar el tornillo 6. En ambas propuestas existe una arandela entre las piezas 1 y 2 para reducir la fricción.

Para el cálculo de los muelles, primero se comprueba cuánto se deben deformar para que la mano no baje demasiado (se tiene un mecanismo tipo palanca) y después se aplica el método de cálculo de muelles de compresión propuesto en el Anexo I [9]. El diámetro depende del espacio disponible según el diseño, la longitud se calcula según el radio y ángulo de dicho espacio y el paso debe ser suficiente para que las piezas número 5 quepan entre dos espiras.

Para el cálculo del muelle de tracción se toma como punto de partida el hecho de que las constantes de ambos muelles deben coincidir y después se utilizan las fórmulas de [9].

Una vez calculados los muelles se seleccionan los elementos normalizados y posteriormente, para fijar la órtesis a brazo y antebrazo se diseña un sistema de almohadillas y cintas que además de ser cómodo y transpirable, ancle perfectamente las piezas al miembro.

Para localizar las zonas de mayores tensiones se realiza un estudio por elementos finitos. El dato más importante que proporciona este estudio es que las piezas número 5 están sometidas a grandes tensiones cuando se sujeta el máximo de peso (5kg) con el mínimo de fuerza muscular (-60%) para los que se ha diseñado la órtesis. Por ello conviene fabricarlas en un material más resistente que el resto de piezas.

Por otro lado, se han impreso prototipos 3D de ambas propuestas de diseño para ver los modelos al natural. En el caso de la primera propuesta, ha servido para encontrar deficiencias en el diseño y mejorarlas en el diseño siguiente.

Materiales

El material con el que se fabrique la articulación debe tener una alta resistencia mecánica, ser tenaz, ligero, biocompatible, duradero y de precio moderado. El material para el revestimiento interior en contacto con el brazo deberá ser suave, transpirable, cómodo y fácilmente lavable.

Conociendo las características que se buscan para el producto, se hace un estudio de los materiales comúnmente utilizados en la fabricación de órtesis: metálicos como el acero, el aluminio o el titanio, no metálicos (polímeros) como el PP, el PE, el ABS o el neopreno, y compuestos como polímeros reforzados con fibra de vidrio o carbono.

Para la fabricación de las piezas se utilizará ABS, que es muy resistente al impacto, duro, rígido, fácilmente mecanizable y con una buena estabilidad dimensional. Para las piezas número 5, así como tornillos y tuerca, se utilizará el acero inoxidable 304. La arandela será de latón y los muelles de alambre cuerda de piano, común en la fabricación de muelles. Las almohadillas que estarán en contacto con el cuerpo serán de neopreno transpirable.

Fabricación

Las piezas con forma plana se prestan al mecanizado a partir de placas de ABS. La pieza 3 podría ser obtenida por extrusión y después mecanizada. Otra opción sería el moldeo por inyección de todas las piezas y posterior mecanizado. También pueden obtenerse por impresión 3D. Para la fabricación de las piezas 5 en acero inoxidable podría utilizarse la estampación o también cortar pequeñas piezas en planchas y soldarlas posteriormente.

Conclusiones

Se ha obtenido una órtesis articulada de descarga, como se proponía, en un material de precio moderado y con una capacidad de 5kg por cada brazo, lo que es un peso bastante razonable. Para su aplicación como exoesqueleto industrial o militar sería lógico el uso de otros materiales más resistentes e incluso aconsejable el rediseño de la órtesis si se pretende que ayude a soportar un peso muy elevado.

En conclusión, se ha procurado realizar un trabajo muy completo, siguiendo todos los pasos en el proceso de diseño de un nuevo producto, desde la concepción de la idea hasta la fabricación de un prototipo, pasando por el estudio por elementos finitos o la definición de los materiales y el proceso de fabricación.

Palabras clave

Biomecánica, diseño, exoesqueleto, elementos finitos, impresión 3D, órtesis, rehabilitación.

Códigos UNESCO

220509 Mecánica de sólidos, 240604 Biomecánica, 241002 Anatomía humana, 320404 Rehabilitación, 331499 Otras (Órtesis).

SUMMARY

The aim of this project is to design an upper-limb orthosis that reduces the load on the muscles. It could be used both for the rehabilitation of patients recovering from a variety of injuries and as an exoskeleton for individuals with no injuries.

An orthosis is an externally applied device used to modify the structural and functional characteristics of the neuromuscular and skeletal system. The orthosis that will be designed should reduce the load, stabilize and keep the limb in the correct position.

Anatomical and biomechanical study

To understand the behavior and abilities of the upper limb, an anatomical and biomechanical study should be made.

The bone

Bone tissue is made of cells and an organic matrix containing inorganic elements that provide the bone with stiffness and hardness, such as calcium and phosphates. The fundamental functional unit of bone is the osteon or Haversian system, inside which intertwined collagen fibers that improve the bone's mechanical resistance lay.

There are two types of bone tissue: cortical bone and trabecular or cancellous bone, which is less dense. Long bones have a superficial layer of cortical bone and trabecular bone in the center.

Bone behavior depends on the speed with which load is applied. This means it is a viscoelastic material. The faster the speed, the higher both the stress and the stiffness become. Moreover, bone has an anisotropic behavior, with the highest modulus of toughness when load is applied longitudinally. Bone behavior when different loads are applied (traction, compression, shear, flexion, torsion, combined loads and dynamic loads) has also been studied.

The muscle

There are three types of muscular tissue: smooth, cardiac and skeletal. The last one is the one being studied. Skeletal muscles can carry out both dynamic (movement and positioning) and static (posture) tasks.

Muscle force is highly dependent on many parameters, such as length-tension relationship, load-speed relationship, force-time relationship, muscle architecture, temperature or fatigue. Each one is studied.

The structural unit of skeletal muscle is the muscle fiber, a long and cylindrical cell. Inside each fiber myofibrils can be found. These myofibrils are the basic units of contraction. They are composed of sarcomeres, the basic unit of skeletal muscle. Muscle contraction is believed to be caused by the shortening of sarcomeres, whose length is reduced because of the relative movement of the filaments inside them.

Hill's muscle model (Fig. i) is the most commonly used mechanical model of muscles. It consists of two series components and one parallel component. Active tension is modeled by the contractile component, while passive tension is modeled by the elastic components.

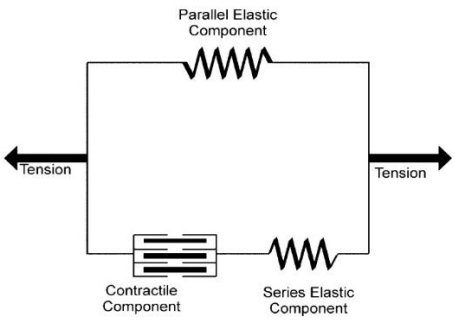


Figure i: Hill muscle model [2].

Tendons and ligaments

Tendons, ligaments and joint capsules surround and connect bones. They are passive mechanical structures: there is no contraction to produce movement. Ligaments and joint capsules connect bone to bone and are static restrictions. Tendons connect muscles to bones and transmit forces. Tendons and muscles together behave as dynamic restrictions.

Tendon structure is very similar to muscle structure: they are composed of fibers which, at the same time, are composed of smaller fibers. All fibers are parallel to each other and its direction is the same one in which the load is applied. Both tendons and ligaments consist of a matrix with collagen fibers and cells (tenocytes in tendons and fibroblasts in ligaments). Collagen fibers are parallel in tendons and multidirectional in ligaments.

These tissues have a viscoelastic behavior too. Usually, the highest strain they can suffer is between 8 and 10%.

The upper limb

The upper limb can be divided into four sections: shoulder, arm, forearm and hand. The joint between arm and forearm is the elbow. In the elbow, two joints can be found: the proximal radioulnar joint (pronation and supination) and the elbow joint (flexion and extension).

Flexion-extension movements can take place between 0 and 145º, being the operating range 30 to 130º. The pronation-supination movement range starts at 85º of pronation and ends at 90º of supination. However, most activities are carried out between 50º of pronation and 50º of supination.

Biomechanical behavior of the limb while on flexion, extension, pronation and supination is studied. During flexion, muscle force depends on the relative position between forearm and arm and on the pronation-supination of the forearm. The most effective posture is flexion with 90º between arm and forearm. Moreover, muscle force also depends on the shoulder posture.

Muscle force and reaction forces during elbow flexion (90º) are calculated with easy equilibrium equations.

Design

Before starting to design the orthosis, it is vital to have in mind the final aim of the product and the key features it should have. The orthosis must immobilize the forearm and make the user able to carry a moderate weight with little muscular force. Forearm position must be adaptable to each individual, even though 90º is the most effective one, because lower or higher angles may be advisable for some injuries. The wearer should be able to carry out little flexion-extension movements around the central position.

The orthosis should be comfortable, lightweight, easy to attach and detach, adjustable and both its manufacturing and assembly must be possible. Moreover, its material must be biocompatible and antiallergic.

Having a rough idea of how the orthosis should look like, the problem-solving tool TRIZ is applied. This method provides solutions to contradictions. The contradiction between resistance and weight is the one studied, because an improvement of the resistance usually involves an increase in weight, which should be avoided in order to obtain a comfortable and lightweight orthosis.

To design the joint, three situations are studied: free flexion and extension of the forearm, fixed position and assisted flexion and extension. The three of them have been represented by beams (Fig. ii left, center and right, respectively) with their supporting points and forces: reaction force R, muscular force F, object weight P, distributed forearm weight q, torque M (center) and spring force M (right).

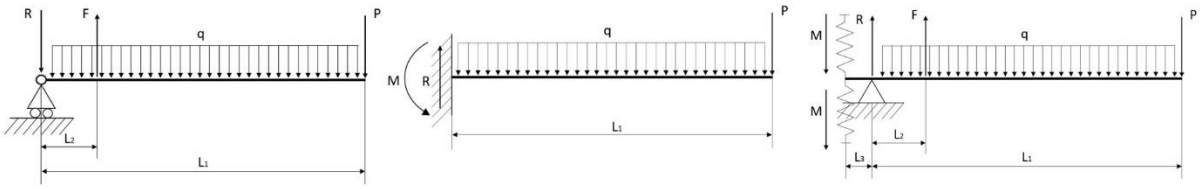


Figure ii: Beams that represent the forearm.

Given four different weights (1kg, 5kg, 10kg and 20kg), F and R are calculated in case 1. Especially relevant is the fact that the reaction force is much higher than the supported weight.

In case 2, M and R are calculated for the same four weights. Two designs are suggested: a rigid metal sheet attached to arm and forearm, and a two-piece device, one for the arm and one for the forearm, connected by a joint that allows flexion past 90º but not extension.

To assist flexion and extension, springs are used, since springs arranged in parallel will have the same strain and the forces endured by each one will be proportional to its elastic constant, k. Muscles can be considered springs, so mechanical springs are introduced in the joint to support some of the force, reducing the force that the muscles must endure.

With P and F calculated in case 1, M and R are calculated reducing F progressively, from -20 to -80%, in 10% intervals. The orthosis will be designed to support 5kg with a muscular force 60% lower than in normal conditions. This means springs will endure M=254,5N and the reaction force will be R=465,63N.

The first design proposal is the one in Figure iii, being part 1 attached to the arm and part 2 to the forearm. Parts number 5 can be moved to compress the springs and then fixed with nuts. This way, part 2 will be harder to move, resembling case 2.

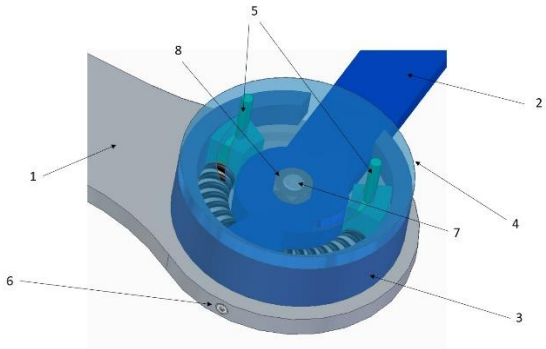


Figure iii: First design proposal.

However, there are some problems with this design. For example, the force needed to compress the springs will be too high for a rehabilitation patient. Therefore, a different design is proposed: Figure iv. In this design, parts number 5 are like sluice gates that reduce the usable length of the springs, increasing the value of its elastic constant k. This way, no force is needed to block part 2.

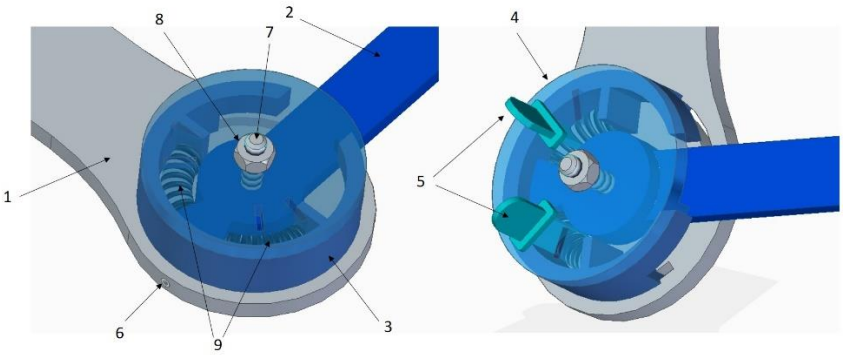


Figure iv: Second design proposal.

Although both figures show pieces 1 and 2 at a 90º angle, it is possible to obtain 80º, 110º and 130º angles, due to the 4 different holes in part 3, through which screw 6 will pass. There is a washer between parts 1 and 2 in both designs to reduce friction.

To calculate the springs parameters, their admissible compression is calculated first, to verify that the hand does not move excessively, due to the lever mechanism that exists. Afterwards, the static compression spring design method in Appendix I [9] is applied. The spring diameter depends on the space available, its length can be obtained based on the radius and the angle of the aforementioned space, and the pitch must be high enough to allow parts number 5 to fit between two coils.

The extension spring calculation is based on the fact that both springs must have the same elastic constant. Equations in [9] are used to obtain the remaining parameters.

Once both springs have been calculated, standard elements are selected. Afterwards, an attachment system made of pads and strips is designed. It must be comfortable and breathable while it fixes the orthosis to the arm and forearm correctly.

To locate the areas which suffer the greatest stress, a finite element analysis is used. The most important piece of information obtained from this analysis is that pieces number 5 must endure huge stresses when holding a 5kg object (maximum) while muscle force is reduced by a 60%. They should therefore be more resistant than other parts.

Designs were printed with a 3D printer, so that possible improvements could be noticed.

Materials

The material used in the manufacturing of the orthosis must be highly resistant, tough, lightweight, biocompatible, long-lasting and affordable. The pads that will be in contact with the arm must be soft, breathable, comfortable and easily washable.

With all the features in mind, a research on commonly used orthotic materials is made. There are metallic materials such as steel, aluminum or titanium, non-metallic, which are mostly polymers like PP, PE, ABS or neoprene, and finally composite materials such as glass fiber and carbon fiber.

The joint parts will be made of ABS, which is impact resistant, hard, rigid, easily machined and has a good dimensional stability. Parts number 5, bolts and nut will be made of stainless steel 304. The washer will be made of brass and the springs of music wire, widely used in spring manufacturing. The pads will be made of breathable neoprene.

Manufacturing

Flat parts such as 1 and 4 can be machined out of ABS sheets. Part number 3 could be extruded and machined. An alternative manufacturing technique for all the parts could be injection molding and subsequent machining. Finally, they could also be printed with a 3D printer. Parts number 5 could be stamped or its parts could be cut from metal sheets and welded afterwards.

Conclusions

An orthosis capable of reducing muscle force made of an affordable material has been designed. Each arm can carry up to 5kg, which is reasonable for rehabilitation patients. For more demanding uses, such as the industry or the army, more resistant materials should be used (even though their price is higher) and the design might have to be reconsidered if a much higher weight must be lifted.

All in all, the intention has been to carry out a project that comprises every step of the design of a new product, from the first idea to the manufacturing of a prototype, including a finite element analysis and the selection of materials and possible manufacturing processes.

Key words

Biomechanics, design, exoskeleton, finite elements, 3D impression, orthosis, rehabilitation.

ÍNDICE

1 INTRODUCCIÓN 3

2 OBJETIVOS, ALCANCE Y METODOLOGÍA 5

3 ESTUDIO ANATÓMICO Y BIOMECÁNICO 7

3.1 El hueso 7

3.1.1 Composición y estructura 7

3.1.2 Propiedades biomecánicas 9

3.1.3 Comportamiento biomecánico 10

3.2 El músculo 13

3.2.1 Estructura del músculo esquelético 14

3.2.2 Mecánica de la contracción muscular 16

3.2.3 Fuerzas en el músculo esquelético 18

3.3 Tendones y ligamentos 22

3.3.1 Composición y estructura de los tendones 22

3.3.2 Composición y estructura de los ligamentos 23

3.3.3 Propiedades biomecánicas de tendones y ligamentos 24

3.4 El miembro superior 26

3.4.1 Los huesos 27

3.4.2 Los músculos 30

3.4.3 El codo 34

4 DISEÑO 47

4.1 Objetivo 47

4.2 Lista de requisitos 47

4.3 Método TRIZ: resolución de problemas de inventiva 47

4.4 Diseño de la articulación 55

4.4.1 Giro libre 55

4.4.2 Posición fija 57

4.4.3 Giro auxiliado 58

4.4.4 Selección de elementos normalizados 70

4.5 Fijación al miembro superior 71

4.6 Análisis del diseño mediante elementos finitos 73

4.6.1 Conclusiones 77

4.7 Diseño final 78

4.8 Prototipado 80

4.8.1 Primer diseño (giro auxiliado) 81

4.8.2 Diseño final ... 82

5 MATERIALES ... 85

5.1 Materiales típicos en la fabricación de órtesis ... 85

5.1.1 Materiales metálicos ... 86

5.1.2 Materiales no metálicos ... 86

5.1.3 Materiales compuestos ... 88

5.1.4 Comparativa entre órtesis metálicas y de termoplástico ... 89

5.2 Elección de los materiales ... 89

6 FABRICACIÓN Y MANTENIMIENTO ... 93

6.1 Montaje ... 94

6.2 Tolerancias ... 95

6.3 Mantenimiento ... 97

7 RESULTADOS Y DISCUSIÓN ... 99

7.1 Responsabilidad ética, profesional y legal ... 99

8 CONCLUSIONES ... 101

9 PLANIFICACIÓN TEMPORAL ... 103

9.1 Estructura de descomposición del proyecto (EDP) ... 103

9.2 Planificación temporal ... 103

10 PRESUPUESTO ... 105

11 NORMATIVA ... 107

12 BIBLIOGRAFÍA ... 109

13 ÍNDICE DE FIGURAS ... 111

14 ÍNDICE DE TABLAS ... 115

15 ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS ... 117

16 GLOSARIO ... 119

17 ANEXO I: CÁLCULO DE MUELLES DE COMPRESIÓN ... 121

18 ANEXO II: TIPOS DE VELCRO Y SUS PROPIEDADES ... 123

19 ANEXO III: PLANOS ... 125

1 INTRODUCCIÓN

Una órtesis (u ortesis), tal como la define la norma UNE 111909-1:1990 (Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 1: términos generales) [29], es un aparato externo utilizado para modificar las condiciones estructurales y funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto. No debe confundirse con una prótesis, cuya función es reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente. Por lo tanto, las órtesis no sustituyen a los miembros ni a partes de ellos, sino que les sirven de apoyo de forma externa.

Las órtesis pueden clasificarse en función de su objetivo principal:

- Órtesis de descarga: reducen fuerzas o carga axial sobre el cuerpo o alguno de sus miembros. Su finalidad es descargarlo, estabilizarlo, fijarlo, protegerlo o mantenerlo en una posición determinada. Gracias a la inmovilización pueden reducirse el dolor y la inflamación.

- Órtesis de inmovilización: modifican los movimientos corporales. Estas órtesis pueden cambiar, controlar o restringir movimientos para mantener o enderezar un miembro o parte del cuerpo o incluso corregir una deformidad.

- Órtesis estabilizadoras: permiten la estabilización o protección de estructuras lesionadas. Aplican fuerzas para que no se produzcan movimientos indeseables en dichas estructuras.

- Órtesis funcionales-dinámicas, que asisten o facilitan el movimiento.

- Órtesis posturales, cuyo objetivo es la realineación o mantenimiento postural.

- Órtesis correctoras, para la prevención y corrección de deformidades.

- Órtesis mixtas.

Según su movimiento, pueden distinguirse dos tipos de órtesis: estáticas o posicionadoras, que mantienen una determinada postura, y dinámicas o funcionales, que permiten o facilitan el movimiento, asistiendo el movimiento de músculos debilitados.

Atendiendo a la parte del cuerpo para la que se han diseñado, existen las órtesis de miembro superior (hombro, codo y muñeca), de miembro inferior (cadera, rodilla, tobillo y pie) y órtesis de columna (cervicales, dorsales y lumbares).

Las órtesis para el miembro superior se utilizan para el soporte y curación de lesiones en brazo y hombro, pero también habitualmente en pacientes con problemas neurológicos, parálisis cerebral y otro tipo de lesiones.

En la actualidad existen numerosos modelos de órtesis articuladas de codo (ej. Fig. 1.1) que permiten la inmovilización completa del miembro tanto a 90º como a un ángulo relativo mayor o menor. Algunos modelos permiten cierta flexo-extensión respecto a la posición central, con una amplitud que se puede ir aumentando progresivamente, por supuesto siempre bajo la supervisión de un profesional, ayudando así en la rehabilitación. No obstante, se ha observado que no existen en el mercado, al menos a gran escala, modelos de órtesis articuladas de descarga.

Figura 1.1: Órtesis articulada de codo.

Las órtesis son en realidad una variante médica de los exoesqueletos. Estos son estructuras duras y resistentes que recubren el cuerpo, dotándolo de protección, sujetándolo y mejorando su comportamiento. Recientemente se han llevado a cabo numerosos proyectos de creación de exoesqueletos con fines no solo médicos, como ayuda a personas con movilidad reducida, sino también militares, con la intención de aumentar la capacidad y rendimiento de los soldados. Por supuesto, esta clase de exoesqueletos disponen de algún tipo de sistema de potencia que proporcione energía, sensores, actuadores, etc. En general, son aparatos que se acoplan a las piernas y el tronco, incluyendo los brazos según su aplicación.

Los exoesqueletos militares existentes buscan distribuir el peso por todo el cuerpo de forma inteligente, reduciendo los impactos y la probabilidad de lesiones. Además, permiten a un solo hombre levantar cargas para las que normalmente serían necesarios varios hombres o incluso maquinaria.

Los exoesqueletos médicos pueden ayudar en la rehabilitación de pacientes o incluso convertirse en sistemas de uso diario para personas con lesiones medulares u otras patologías, que les permita mejorar su calidad de vida e independencia.

La existencia de exoesqueletos y/u órtesis que buscan reducir el esfuerzo que realiza el individuo al soportar una carga, ya sea muy elevada como en aplicaciones industriales o militares, o reducida como en el caso de rehabilitación de pacientes, lleva a pensar que existe la necesidad real de estos sistemas. Por ello se ha llevado a cabo el diseño de una órtesis sencilla con esta misma finalidad.

La órtesis diseñada es una órtesis de descarga, es decir, pretende mantener el miembro superior en una posición determinada mientras asume parte del esfuerzo que de otra forma realizarían los músculos. La intención es que esto permita soportar objetos de peso moderado de forma segura.

2 OBJETIVOS, ALCANCE Y METODOLOGÍA

El objetivo principal del proyecto es el diseño de una órtesis articulada del miembro superior que permita al portador soportar pesos moderados con un esfuerzo reducido. Se buscará que la órtesis sea sencilla, con un número limitado de piezas y puramente mecánica, es decir, no contará con ninguna clase de baterías o motores.

Se procurará que tanto la fabricación como los materiales escogidos no tengan un coste elevado, para conseguir una órtesis de precio moderado.

El proyecto comprenderá desde el estudio preliminar de la anatomía y biomecánica del miembro hasta la fabricación de un prototipo con impresora 3D.

El trabajo comienza con un estudio biomecánico de las propiedades de los componentes responsables del movimiento: huesos, músculos, tendones y ligamentos. Se estudiará su estructura interna y su comportamiento mecánico. Después se caracteriza el miembro superior: cómo es anatómicamente y cuáles son los movimientos que realiza.

Una vez conocido el funcionamiento real del miembro y los elementos que lo componen se pasa al diseño en sí. Conociendo los requisitos de dicho diseño se hacen una serie de propuestas y se estudia cómo mejorarlas con el método sistemático de la matriz TRIZ e imprimiendo un diseño preliminar con el objetivo de encontrar sus errores.

Se recopila información sobre cuáles son los materiales más utilizados en la fabricación de órtesis, pero también sobre las propiedades de otros materiales que pudieran ser adecuados para tal fin.

Escogido un diseño, se estudia su comportamiento por elementos finitos para conocer sus deficiencias y facilitar la elección del material más adecuado para cada pieza en función de las tensiones que soporta.

Finalmente se decide cómo va a fabricarse el producto y se corrigen las deficiencias de diseño que podrían no haberse advertido para después fabricar un prototipo con una impresora 3D.

Sin embargo, no se puede decir que se haya seguido un método perfectamente secuencial. El proceso de diseño contiene numerosas retroalimentaciones, es decir, cada paso que se da proporciona información valiosa para actividades que se han llevado a cabo con anterioridad, de forma que habitualmente es necesario retroceder para realizar mejoras.

3 ESTUDIO ANATÓMICO Y BIOMECÁNICO

3.1 El hueso

La estructura y composición del hueso son claves para desarrollar sus funciones principales en el cuerpo humano: proteger órganos internos, proporcionar soporte a músculos y tejidos y, por supuesto, facilitar el movimiento y la acción de los músculos. Además, los huesos también son un reservorio de sales, como por ejemplo el calcio, y proporcionan un aporte continuo de nuevas células sanguíneas, producidas por la médula ósea en el interior de muchos huesos.

3.1.1 Composición y estructura

Al igual que otros tejidos, el tejido óseo está compuesto por células y una matriz orgánica. Lo más distintivo es su alto contenido en componentes inorgánicos, que se combinan con la matriz orgánica en forma de sales minerales. La parte inorgánica del hueso es la que le da dureza y rigidez, mientras que la orgánica aporta flexibilidad y resiliencia. En un hueso de composición normal (la composición varía con la edad, la alimentación, la presencia de enfermedades…), los componentes inorgánicos son principalmente calcio y fosfatos. En total, la parte inorgánica es responsable del 60% del peso del hueso, el agua del 10% y la matriz orgánica, principalmente colágeno tipo I, del resto. En volumen, estos porcentajes serán de 40%, 25% y 35% respectivamente.

A nivel microscópico (Fig. 3.1), la unidad estructural fundamental del hueso es la osteona o sistema de Havers. En el centro de cada osteona se encuentra el conducto de Havers, por el que circulan los vasos sanguíneos y los nervios. Estos conductos de Havers se conectan entre sí, con el periostio (membrana de tejido conjuntivo exterior a los huesos que sirve para su nutrición y regeneración) y con la cavidad medular. Así, la osteona se compone de una serie concéntrica de laminillas, denominadas lamelas, que son la matriz ósea calcificada, dispuestas alrededor del conducto de Havers. En las lamelas se encuentra colágeno y una serie de lagunas que contienen las células óseas u osteocitos. Pequeños canales denominados canalículos conectan estas células entre ellas y con el conducto de Havers, de modo que los nutrientes llegan desde el torrente sanguíneo hasta los osteocitos. Existe una matriz extracelular que rodea a las osteonas, compuesta principalmente por glicosaminoglucuronanos (GAGs), en la forma de proteoglicanos, que actúa como cemento entre las lamelas. Cada osteona está separada de las demás por las llamadas “líneas de cemento”. Los canalículos y las fibras de colágenos de cada osteona no traspasan esta línea.

Las fibras de colágeno dentro de las osteonas se entrecruzan entre sí (cross-linking), lo que aumenta la resistencia mecánica del hueso. La línea de cemento mejora la resistencia a fatiga del hueso compacto, disipando la energía de la rotura y confinando las microgrietas a zonas más densas.

Los huesos están recubiertos por una densa membrana fibrosa denominada periostio, atravesado por los canales de Volkmann, que se extienden desde el exterior del periostio hasta el hueso esponjoso del interior. Este periostio recubre todo el hueso excepto las articulaciones, cuyo recubrimiento es el cartílago articular. Por el interior existe otra membrana, el endostio, que reviste todas las superficies internas.

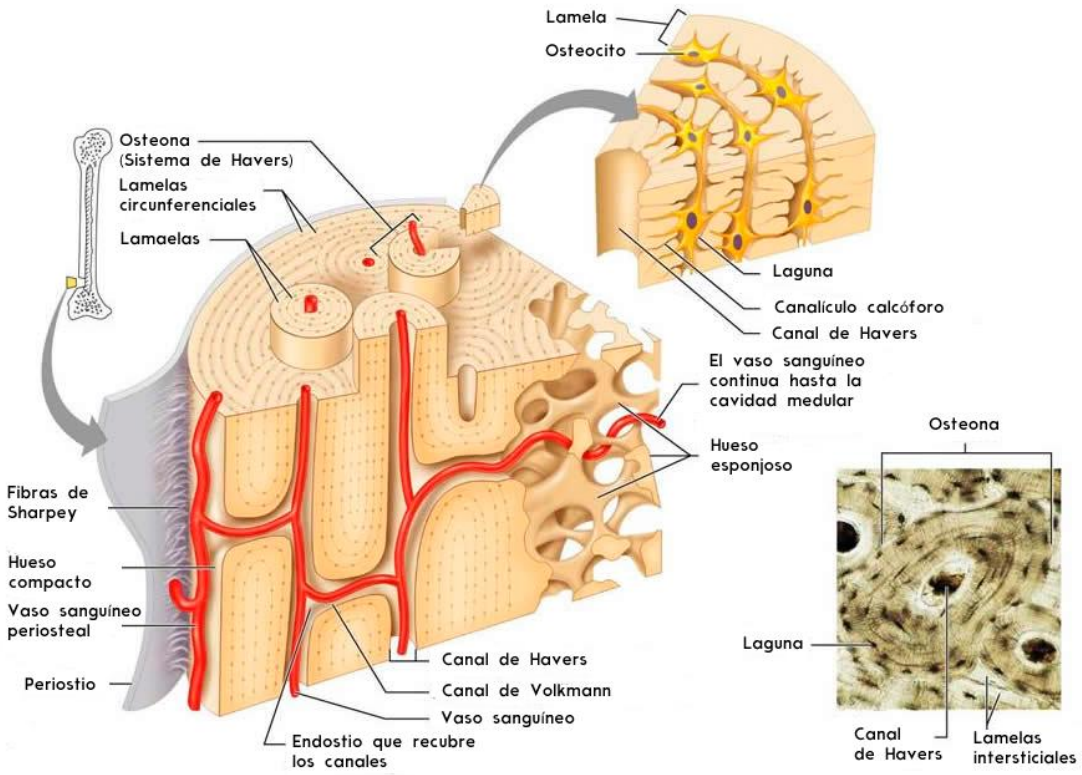


Figura 3.1: Estructura microscópica del hueso [5].

A nivel macroscópico, todos los huesos están formados por dos tipos de tejido óseo: compacto y esponjoso. La diferencia radica en la cantidad relativa de materia sólida y de huecos o espacios: el esponjoso tiene más huecos y por tanto es menos denso. En el hueso esponjoso, las células reciben los nutrientes directamente por los canalículos, pues no existen los conductos de Havers, aunque las lamelas se disponen también de forma concéntrica. Todos los huesos tienen una capa superficial de hueso compacto, o córtex, y una masa central de hueso esponjoso, excepto cuando éste es sustituido por la cavidad medular. La proporción de cada uno dependerá del hueso en concreto y dentro de cada hueso, de la función de cada parte. En el caso de huesos largos, que son los de mayor interés, puesto que los tres huesos principales del brazo (húmero, cúbito y radio) lo son, la cantidad de hueso compacto (que es el que proporciona la resistencia para el soporte de peso) es mucho mayor cerca del cuerpo del hueso. Un claro ejemplo de hueso largo es el fémur, cuyas secciones transvesales podemos ver en la Figura 3.2.

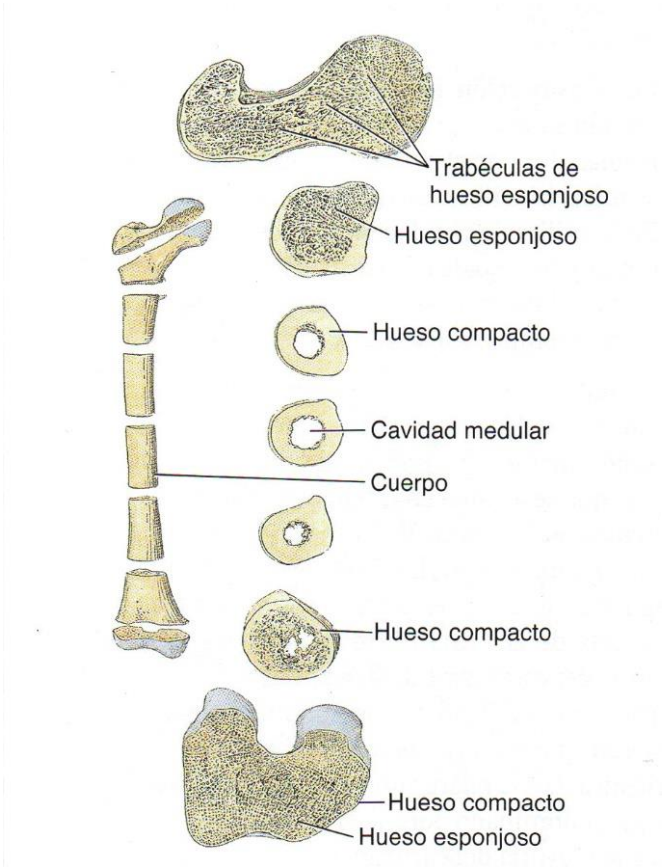


Figura 3.2: Fémur [5].

3.1.2 Propiedades biomecánicas

Para estudiar las propiedades del hueso, se asemejará el tejido óseo a un material compuesto de dos fases: por un lado la fase inorgánica (mineral) y por otro la matriz de colágeno.

Un hueso largo completo tiene una curva de comportamiento similar a la de cualquier material elastoplástico. Pueden diferenciarse claramente dos partes: la zona de comportamiento elástico, en la que el hueso recuperará su forma inicial tras detenerse las cargas, y la de comportamiento plástico, en la cual las deformaciones son permanentes.

Si por el contrario se quieren analizar las propiedades del hueso en función de su composición y no de su forma, se comparará entre hueso compacto y hueso esponjoso. El hueso compacto es más rígido que el esponjoso, por lo que es capaz de aguantar mayores tensiones con menor deformación que el esponjoso. La diferencia entre ambos está cuantificada en la denominada “densidad aparente del hueso”, definida como la masa de tejido óseo presente en una unidad de volumen de hueso. En la Figura 3.3 se puede ver cómo difiere el comportamiento del hueso compacto respecto al esponjoso en un ensayo de compresión, así como las diferencias entre hueso esponjoso de distinta densidad.

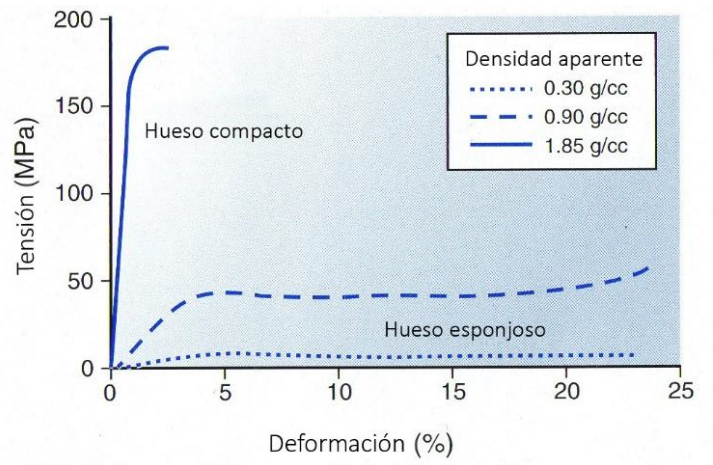


Figura 3.3: Curvas tensión-deformación en hueso compacto y esponjoso [4].

Ensayos sobre hueso compacto han demostrado que, a diferencia de otros materiales, como el acero, en los que la zona elástica de la curva tensión-deformación es perfectamente recta, en el caso del hueso es ligeramente curva, lo que indica que el hueso cede ligeramente durante la carga en la zona elástica, por lo que su comportamiento elástico no es perfectamente lineal.

El comportamiento plástico de los huesos no se da por fluencia, como podría ser en el acero, por ejemplo, sino por separación de las osteonas entre ellas, justo por la línea de cemento, y por microfracturas, en el caso de tracción, o por fractura de las osteonas o lamelas, en caso de compresión.

En realidad, el hueso es un material **viscoelástico**. Esto significa que su comportamiento no solo depende de la carga aplicada, sino también de la velocidad con que se aplique y se detenga.

En la Tabla 3.1 se pueden apreciar claramente las diferencias en las propiedades de hueso compacto y esponjoso. Los mayores valores de resistencia (a compresión) y módulo de elasticidad se darán en dirección longitudinal.

	Resistencia (MPa)	Módulo de elasticidad (GPa)	Elongación (%)
Hueso compacto	100-150	10-17	1-3
Hueso esponjoso	8-50		2-4

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas de hueso compacto y esponjoso [4].

3.1.3 Comportamiento biomecánico

Es importante conocer la estructura del hueso y sus propiedades, obtenidas en ensayos controlados, para comprender su comportamiento biomecánico.

El comportamiento de los huesos estará definido por sus propiedades mecánicas, su geometría y la carga aplicada (tipo, dirección, módulo y frecuencia).

El hueso es un material anisótropo, es decir, sus propiedades son distintas según la dirección en la que se aplican las cargas. Esto se debe a que su estructura es diferente en dirección longitudinal y transversal. En la Figura 3.4 puede verse el comportamiento del hueso

compacto según la dirección en la que se aplica la tensión, en este caso de tracción. El mejor comportamiento se da para tracción en dirección longitudinal.

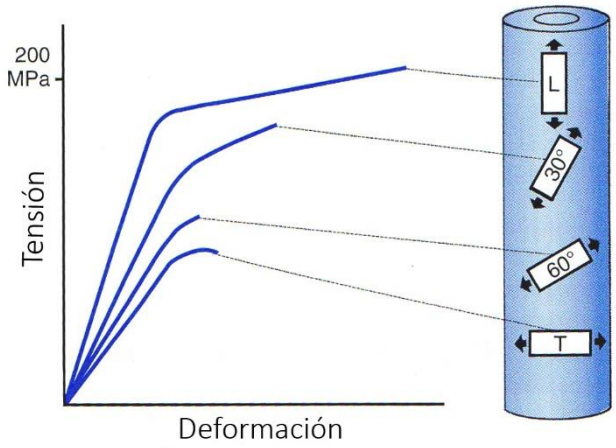


Figura 3.4: Curvas tensión-deformación para tracción en distintas direcciones [4].

Por otro lado, como ya se ha comentado, es un material viscoelástico. El hueso es más rígido y soporta una mayor carga hasta la rotura cuando las cargas se aplican más rápidamente. Además, también es capaz de almacenar una mayor energía. En la Figura 3.5 puede verse cómo a mayores tasas de deformación aumentan tanto fuerza como rigidez.

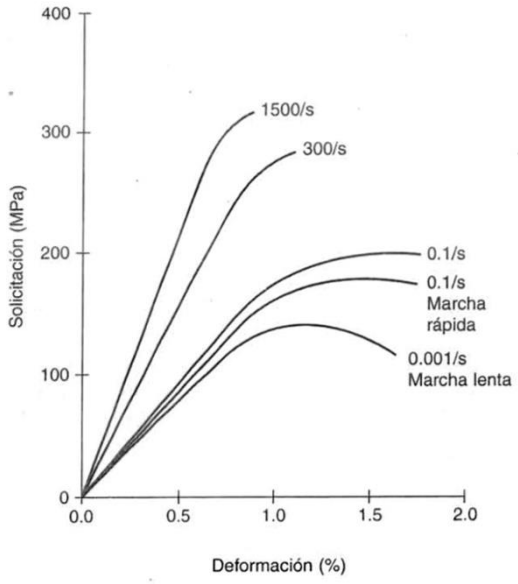


Figura 3.5: Curvas tensión-deformación para distintas velocidades de aplicación de carga [4].

Así, a velocidades muy altas, que representarían un impacto, el hueso se vuelve más frágil, y por lo tanto más susceptible a la fractura. De hecho, es en el caso de fractura cuando más importante es la velocidad a la que se haya aplicado la carga. Esto es porque al romperse, el hueso libera la energía que tenía almacenada. Si la velocidad ha sido lenta, la energía liberada es capaz de disiparse a través de una sola grieta, de forma que el resto del hueso y los tejidos que lo rodean permanecerán intactos. Si, por el contrario, se ha aplicado la carga a gran velocidad, la energía es mucho mayor y no es capaz de disiparse por una grieta, por lo que el hueso se rompe en más fragmentos, quedando dañado el tejido circundante también.

El comportamiento del hueso será diferente según las cargas aplicadas sobre él:

- Tracción. A tracción, en general, los huesos se comportan peor que a compresión. Los mayores esfuerzos de tracción se dan en secciones perpendiculares a la carga aplicada. Los huesos que más problemas pueden presentar para estas cargas son aquellos con mayor porcentaje de hueso esponjoso.

- Compresión. Al igual que en tracción, los mayores esfuerzos se dan en las secciones perpendiculares a la carga. En el cuerpo humano, los huesos que deben soportar mayores esfuerzos de compresión son las vértebras.

- Cortadura. En cortadura las cargas se aplican perpendicularmente a la dirección longitudinal del hueso. Estructuras sometidas a cortadura se deforman internamente, tal que ángulos rectos en plano se convertirían en obtusos o agudos. El máximo de esfuerzo a cortadura se da aplicando la fuerza a 45º. La presencia de cargas de tracción o compresión también implican que existe cortadura, al alargarse o acortarse la estructura.

- Flexión. En flexión, el hueso está sometido tanto a tracción como a compresión, cada uno a un lado de la fibra neutra. Su comportamiento sería muy similar al de una viga biapoyada a flexión (Fig. 3.6). La magnitud de las tensiones depende de la distancia del punto al eje neutro: a mayor distancia, mayor tensión. Como los huesos no tienen una estructura simétrica, las tensiones no se distribuirán de forma uniforme. Como se ha visto, el hueso es más resistente a compresión que a tracción, por lo que si existe fractura, ésta comenzará en el lado a tracción.

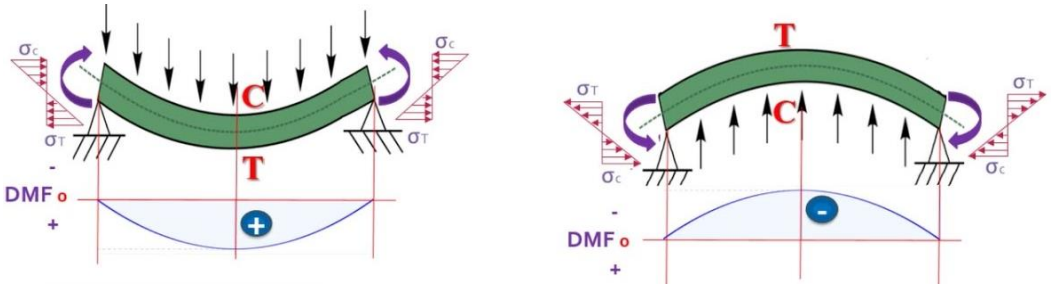


Figura 3.6: Viga biapoyada a flexión.

- Torsión. En una estructura sometida a torsión, la magnitud de las tensiones depende, al igual que en flexión, de la distancia al eje neutro. La fractura comenzaría en las zonas a cortadura, con una grieta paralela al eje, y después se suele producir una grieta a lo largo del plano de máxima tracción.

- Cargas combinadas. En la vida real los huesos casi nunca se encuentran sometidos a un solo tipo de carga, sino a varios al mismo tiempo. Además, su forma es irregular, por lo que aún sometidos a una sola carga, las tensiones que aparecen podrían ser diversas. Por ello es importante estudiar su comportamiento bajo cargas combinadas. Por ejemplo, el simple hecho de andar somete a la tibia a compresión, tracción y torsión.

- Cargas dinámicas repetidas. Como muchos otros materiales, los huesos también son susceptibles de fallar a fatiga, es decir, fracturarse aunque no se haya superado su límite elástico, por la aplicación de cargas repetidamente a lo largo del tiempo.

Nunca se debe olvidar que los huesos no son un ente aislado, sino que se encuentran unidos otros mediante articulaciones y por supuesto, unidos a los músculos. La actividad muscular, por tanto, tendrá influencia en la distribución de cargas de los huesos. Así, la contracción muscular contrarresta total o parcialmente esfuerzos de tracción que pueda haber en el hueso.

Por otra parte, la forma del hueso tendrá influencia sobre sus propiedades mecánicas. Por ejemplo, en tensión o compresión, a mayor sección, mayor resistencia. En flexión, el parámetro a tener en cuenta será el momento de inercia: cuanto mayor sea, mejor. La longitud del hueso también influye, pues cuanto más largo sea, mayor será el momento creado por las fuerzas aplicadas. Por ello, los huesos largos son muy susceptibles de recibir grandes momentos flectores, que son capaces de soportar en distintas direcciones gracias a su forma tubular. Además, su momento de inercia es alto porque la mayor parte del tejido óseo se encuentra situado lejos del eje central (recordemos que el hueso esponjoso se sitúa en el interior y el compacto, más denso, hacia el exterior). Esto también es beneficioso para el comportamiento a torsión.

3.2 El músculo

El sistema muscular está formado por tres tipos diferentes de músculos (Fig. 3.7): el músculo cardiaco, que forma la mayor parte de las paredes del corazón y partes adyacentes de los grandes vasos; el músculo liso, que forma parte de las paredes de la mayoría de los vasos y órganos huecos, moviliza las sustancias a través de las vísceras y controla el movimiento a través de los vasos sanguíneos, y el músculo esquelético (también denominado estriado debido a su aspecto, o voluntario), que mueve los huesos y otras estructuras y se encuentra unido al esqueleto a través de los tendones. Será precisamente este último tipo de músculo en el que se centrará el estudio, pues es aquel que se encuentra en los brazos y que dirige su movimiento.

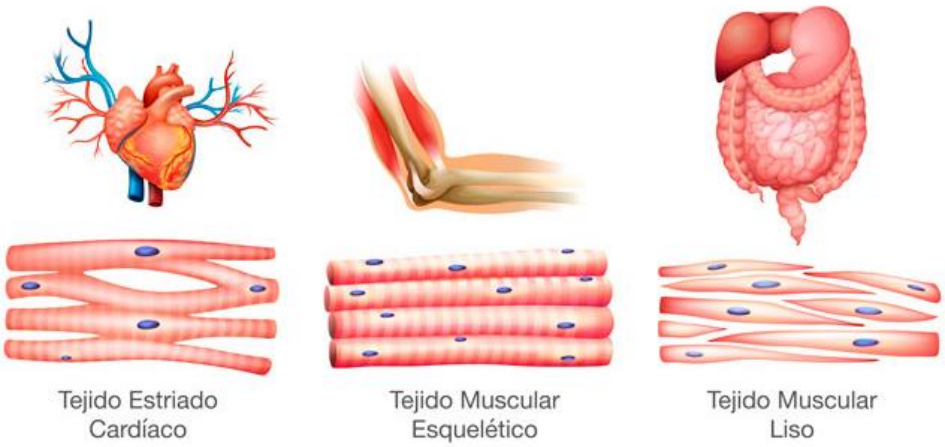


Figura 3.7: Tipos de tejido muscular.

El músculo esquelético es el tejido más abundante del cuerpo humano, representando entre un 40 y un 45% del peso total. Los músculos aportan fuerza y protección al esqueleto, distribuyendo cargas y absorbiendo impactos, permiten el movimiento de los huesos en las articulaciones y mantienen la postura frente a fuerzas, como por ejemplo la gravedad. Todo ello suele ser responsabilidad de grupos de músculos, y no de músculos individuales aislados. Los músculos esqueléticos pueden realizar trabajo dinámico, que permite el movimiento y el posicionamiento del cuerpo en el espacio y trabajo estático, para mantener la postura corporal. El mismo músculo puede actuar bajo condiciones específicas como:

- Motor principal o agonista: es el principal músculo responsable de que se produzca el movimiento.

- Fijador: afianza la parte proximal de un miembro (por ejemplo, el hombro) cuando se producen movimientos en las partes distales (por ejemplo, la muñeca).

- Sinergista, complementando la acción de los motores principales.

- Antagonista, que se opone a la acción de un motor principal: cuando el motor principal se contrae, el antagonista se relaja progresivamente.

Existen varios tipos de músculo esquelético, si lo clasificamos de acuerdo a su forma y arquitectura:

- Músculos penniformes, que se disponen en forma de pluma. Pueden ser semipenniformes o unipenniformes, peniformes o bipenniformes, o multipenniformes. Algunos ejemplos son el recto femoral (bipenniforme) o el extensor largo de los dedos (unipenniforme), ambos situados en las piernas.

- Músculos fusiformes, que tienen forma de huso: vientre redondeado y grueso y extremos delgados. El bíceps braquial es un claro ejemplo de músculo fusiforme.

- Músculos rectos: los fascículos (paquetes de fibras musculares) se sitúan paralelos al eje longitudinal del músculo.

- Músculos triangulares o convergentes. En ellos todos los fascículos convergen hacia un único tendón, como en el pectoral mayor.

- Músculos orbiculares o circulares: cierran una abertura u orificio corporal que se cierra al contraerse, como el orbicular del ojo.

3.2.1 Estructura del músculo esquelético

La unidad estructural del músculo esquelético es la fibra muscular, una célula larga y cilíndrica con cientos de núcleos. Su grosor va desde los 10 a los 100 µm, y su longitud puede variar entre 1cm y 30cm. Cada fibra se compone de numerosas miofibrillas, que se encuentran embebidas en una matriz denominada sarcoplasma y rodeadas por una membrana, el sarcolema. Las miofibrillas son la unidad básica de contracción. Alrededor de cada fibra muscular se encuentra un tejido conjuntivo denominado endomisio, y todas las fibras se agrupan en fascículos, rodeados por el perimisio. El conjunto de fascículos lo rodea otro tejido conjuntivo, el epimisio. Esta estructura puede verse representada en la Figura 3.8.

Las miofibrillas están formadas por los llamados sarcómeros o sarcómeras, que son la unidad anatómica y funcional del músculo. Estos sarcómeros contienen varias proteínas en forma de filamentos: actina (finos), miosina (gruesos), titina (elástica) y nebulina (inelástica). Las dos primeras son la parte contráctil de las miofibrillas, mientras que las dos últimas forman parte del citoesqueleto intramiofibrilar. Los filamentos más gruesos se localizan en la región central del sarcómero, donde se agrupan dando lugar a una banda oscura o zona A, así denominada por su anisotropía. Los filamentos finos se encuentran hacia los extremos del sarcómero, en las semizonas I (isótropas). En los extremos encontramos los discos o líneas Z y en el centro la línea M, donde se produce la unión de miosinas adyacentes.

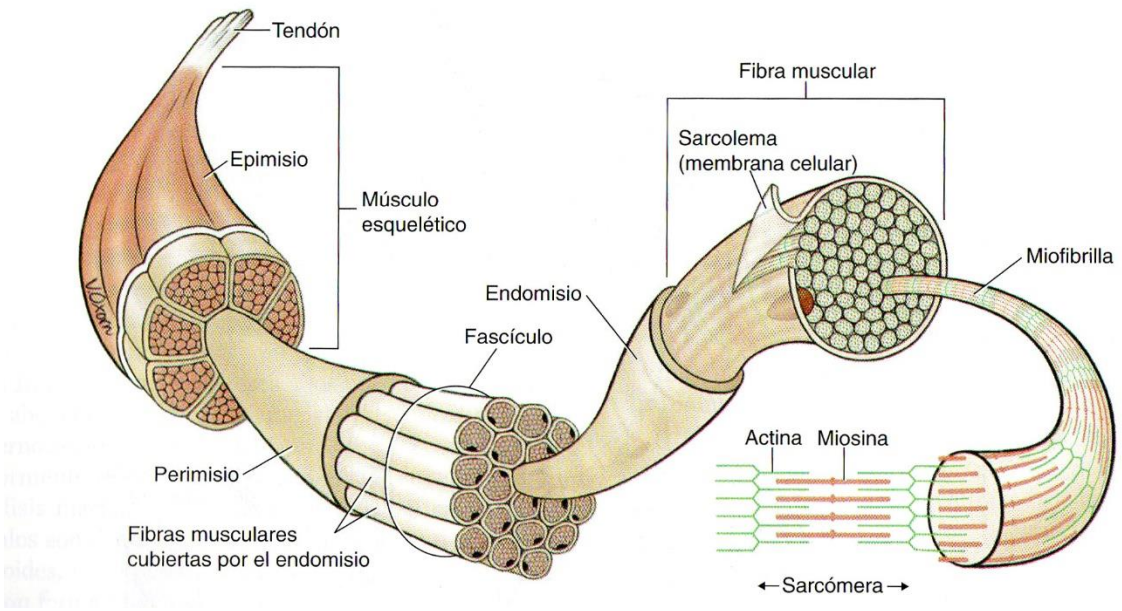


Figura 3.8: Estructura microscópica del músculo [5].

En cuanto a la contracción muscular, la teoría más extendida es que se produce por deslizamiento entre los filamentos. Esto es, los sarcómeros (y por tanto los músculos) se acortan debido al movimiento relativo entre los filamentos, superponiéndose unos sobre otros, que mantienen su longitud original. Se observa que las fibras se acortan hasta un 70% de su longitud en reposo. La contracción es ordenada por la unidad motora, compuesta por una neurona motora y las fibras sobre las que actúa. El número de fibras que forman parte de una unidad motora depende del grado de control que sea necesario: para movimientos pequeños y exactos, puede haber menos de 12 fibras por unidad motora, mientras que en músculos grandes encargados de movimientos más toscos, podemos encontrar más de 1000 fibras en una sola unidad.

Todos los músculos esqueléticos tienen una porción contráctil carnosa (cabeza o vientre), compuesta de músculo estriado esquelético y una porción no contráctil blanca, compuesta principalmente de haces de colágeno: tendones (redondeados) y aponeurosis (láminas planas). Las fuerzas que produce la contracción de los músculos se transmiten a los huesos a través de los tendones y aponeurosis.

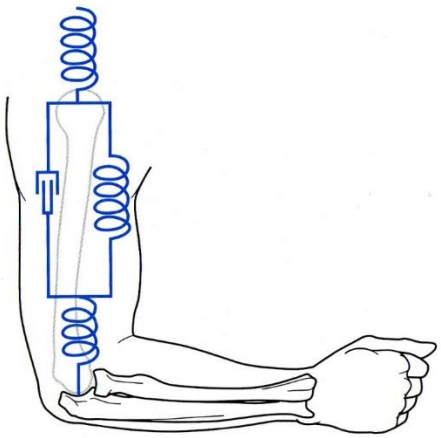


Figura 3.9: Representación del músculo esquelético [4].

Los tendones y tejidos en el interior y exterior del músculo son estructuras viscoelásticas imprescindibles para comprender las características mecánicas del músculo al completo durante la contracción y la extensión. Así, los tendones pueden representarse como un muelle en los extremos del músculo (porción elástica), mientras que la parte central puede modelizarse como otro muelle (elástico) en paralelo con un amortiguador (contráctil), que representa los tejidos que recubren las fibras musculares, así como el sarcolema, que son los que ponen el límite a la contracción y la extensión (Fig. 3.9).

Uno de los modelos mecánicos del músculo más utilizados es el modelo de Hill, desarrollado por A.V. Hill en 1938. Este modelo tiene dos elementos en serie y uno en paralelo (Fig. 3.10). El elemento contráctil representa la tensión activa del músculo y los elementos elásticos, la tensión pasiva.

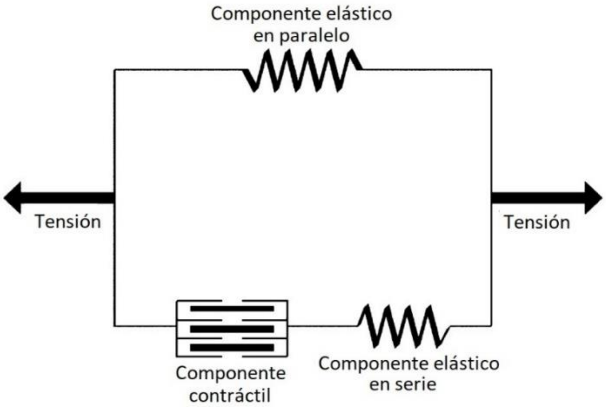


Figura 3.10: Modelo de Hill [2].

Cuando el músculo se contrae o estira, se produce una tensión y se almacena energía. Cuando el músculo vuelve a su estado de relajación, esta energía es liberada. En este movimiento cobran especial relevancia los componentes elásticos, pues no solo preparan al músculo para la contracción y aseguran que las tensiones se transmitan suavemente durante la misma, sino que aseguran que los elementos contráctiles vuelven a su posición de reposo después, previenen posibles sobreestiramientos de estos elementos y además, gracias a las propiedades viscoelásticas, la energía absorbida es proporcional a la velocidad de aplicación de la fuerza y esta energía se disipará gradualmente en función del tiempo.

3.2.2 Mecánica de la contracción muscular

Cuando un músculo se contrae (y por tanto acorta), una de sus inserciones (uniones con el hueso) suele permanecer fija, mientras que la otra se mueve. La inserción fija suele ser el extremo proximal y la móvil, el extremo distal. Frecuentemente reciben el nombre de origen e inserción respectivamente, pero como algunos músculos pueden actuar en ambas direcciones bajo diferentes circunstancias, es más adecuado utilizar los términos proximal y distal para describir las inserciones.

La fuerza que ejerce el músculo al contraerse sobre el hueso al que se encuentra unido es la tensión muscular, y la fuerza externa ejercida sobre el músculo será la resistencia o carga. Al ejercer una fuerza, el músculo genera un momento en la articulación, pues la línea de aplicación de dicha fuerza suele encontrarse a una determinada distancia del centro de movimiento de la articulación. Dicho momento se calculará multiplicando la fuerza por esta distancia o “brazo”.

La contracción del músculo esquelético puede producirse de tres maneras:

- Contracción refleja: automática y de control involuntario.
- Contracción tónica. Es una contracción ligera que no produce movimiento o resistencia activa, aunque da firmeza al músculo, contribuyendo a la estabilidad de las articulaciones y al mantenimiento de la postura.
- Contracción fásica, que mantiene una postura concreta o genera movimiento, es decir, el músculo realiza bien trabajo estático o bien dinámico.
    - Trabajo estático: contracción isométrica. La longitud del músculo entre las inserciones permanece invariable. No se produce trabajo mecánico y la postura o posición de la articulación se mantiene a lo largo de la contracción. Así, el músculo no supera la carga aplicada y genera movimiento, sino que produce un momento que soporta la carga en una posición fija. Esto requiere un gasto de energía que mayormente se disipa en forma de calor. Se puede considerar que todas las contracciones dinámicas incluyen un trabajo estático inicial, llevado a cabo desde que comienza la tensión hasta que ésta supera a la carga.
    - Trabajo dinámico: se produce trabajo mecánico y las articulaciones se mueven debido a la contracción de los músculos, que puede ser de varios tipos:
        - Concéntrica: los músculos realizan la suficiente fuerza como para vencer la resistencia, de modo que se contraen, causando el movimiento. Se genera un momento en la misma dirección que el cambio de ángulo.

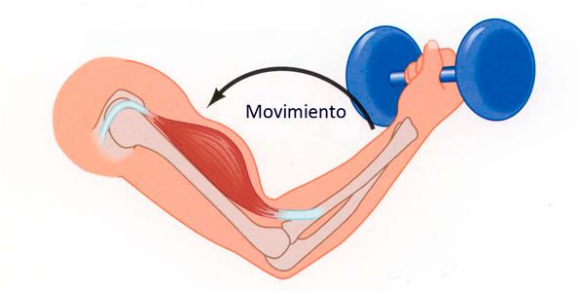


Figura 3.11: Contracción concéntrica.

        - Excéntrica. Cuando la resistencia es superior a la tensión ejercida por el músculo, éste se alarga en vez de acortarse, contrayéndose excéntricamente. Así, puede controlar la velocidad de movimiento de una articulación. El momento producido será en este caso contrario al anterior.

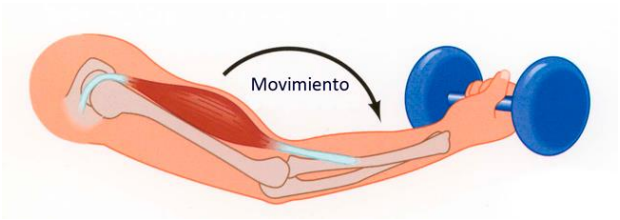


Figura 3.12: Contracción excéntrica.

- Isocinética: el movimiento, y por tanto el alargamiento o acortamiento del músculo, se realiza a velocidad constante. El músculo se contrae concéntrica y excéntricamente.

- Isoinercial: la resistencia contra la que debe trabajar el músculo es constante. Si el momento producido por el músculo es menor o igual a dicha resistencia, la longitud no variará y tendremos contracción isométrica. Si es mayor, el músculo se acortará, provocando una aceleración en el miembro sobre el que actúa.

- Isotónica. La contracción es un térmico utilizado para definir un tipo de contracción en la cual la tensión sea constante a lo largo del movimiento. Sin embargo, como la longitud que provoca el momento (o brazo) varía, la tensión también lo hará, por lo que estrictamente no podría existir este tipo de contracción.

La tensión en los músculos dependerá del tipo de contracción que realicen. La contracción excéntrica produce una mayor tensión que la isométrica y ésta mayor que la concéntrica. Esto se debe a la tensión suplementaria que se produce en el elemento elástico en serie, que es variable, así como a las diferencias en el tiempo de contracción. Tanto la contracción excéntrica como la isométrica se realizan en tiempos más largos, lo que significa mayor tiempo para la transferencia de tensiones entre los elementos y más tiempo para que puedan actuar más unidades motoras. Todo ello, junto con otros factores, permite una mayor tensión en estos tipos de contracción.

En el movimiento normal del cuerpo humano raramente se producen contracciones concéntricas, isométricas y excéntricas aisladamente, sino que cada contracción va precedida y sucedida de otras diferentes.

3.2.3 Fuerzas en el músculo esquelético

En general, la máxima fuerza que puede desarrollar un músculo es de unos 25-60N/cm^2 de área transversal, es decir, de 0,25 a 0,6 MPa. Esta fuerza es la misma para hombres y mujeres, que se diferencian en la masa muscular total que poseen (mayor en hombres). Sin embargo, está altamente influenciada por las propiedades mecánicas del propio músculo, como son las relaciones longitud-tensión, carga-velocidad y fuerza-tiempo, la arquitectura del músculo y otros factores como la temperatura, la fatiga o los estiramientos previos.

Relación longitud-tensión

La fuerza o tensión que lleva a cabo un músculo depende de la longitud que tiene en el momento de recibir el estímulo. Así, podrá desarrollar máxima tensión cuando se encuentre en su longitud de reposo. Si se estimula a longitudes menores, la tensión decrece primero lenta y luego rápidamente. A longitudes mayores, la tensión decrece lentamente. En la Figura 3.13 puede verse claramente esta relación en un sarcómero. La tensión es máxima en la longitud de reposo del sarcómero (2,0-2,25 µm) porque los filamentos de actina y miosina se superponen a lo largo de toda su longitud y el número de entrelazamientos es máximo.

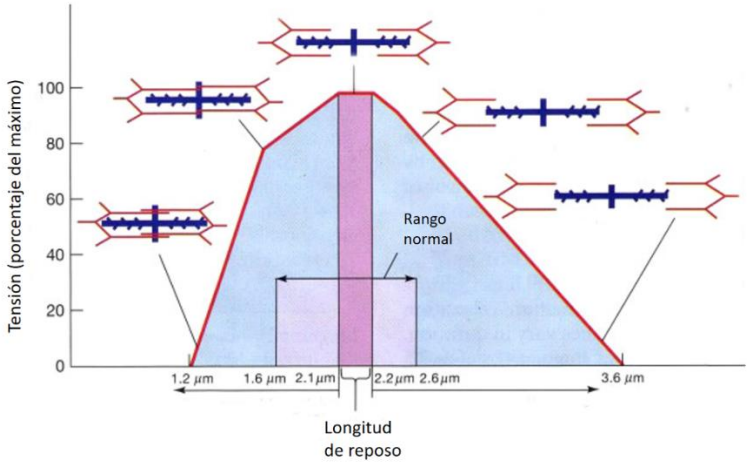


Figura 3.13: Curva tensión-longitud de un sarcómero.

Si en vez de observar el comportamiento de un solo sarcómero, se fija la atención en un músculo completo, deben tenerse en cuenta tanto los elementos que participan activamente como los pasivos. Así, la curva longitud-tensión (Fig. 3.14) estará formada por la composición de dos curvas: la curva de tensión activa, desarrollada por los componentes contráctiles del músculo, similar a la de una fibra individual, y la curva de tensión pasiva, que refleja la tensión que aparece cuando el músculo sobrepasa su longitud de reposo y la zona no contráctil del músculo se estira. Esta última tensión podemos relacionarla con los componentes elásticos (muelles) vistos anteriormente. Puede verse claramente en la curva cómo al alargarse el músculo se incrementa la tensión pasiva, mientras que la activa se reduce.

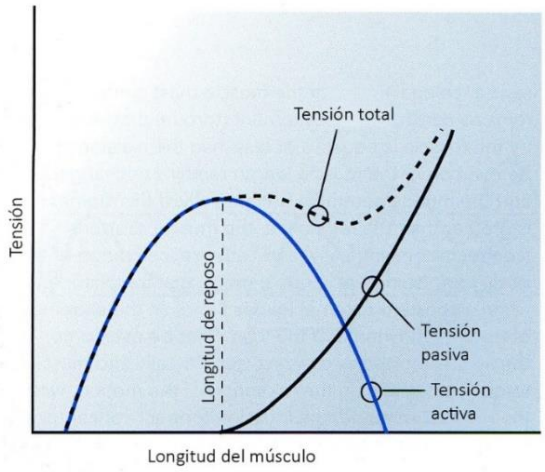


Figura 3.14: Curva tensión-longitud de un músculo [4].

La mayoría de los músculos que sólo cruzan una articulación o monoarticulares no suelen estirarse tanto como para que la tensión pasiva juegue un papel relevante. Sin embargo, en los biarticulares, como el bíceps o el tríceps, sí pueden alcanzarse situaciones límite de alargamiento o contracción.

Relación carga-velocidad

Si se representa gráficamente la carga externa aplicada sobre un músculo y su velocidad de contracción (Fig. 3.15), puede observarse que la velocidad de contracción concéntrica está inversamente relacionada con la carga. Por lo tanto, la máxima velocidad se conseguirá para carga nula. Cuando la carga se iguala a la máxima fuerza que el músculo es capaz de ejercer,

la velocidad será 0, de forma que el músculo se contrae de forma isométrica. Si se sigue aumentando la carga, la contracción pasará a ser excéntrica, alargándose el músculo. En este caso, la relación es la contraria: a mayor carga, mayor velocidad de contracción.

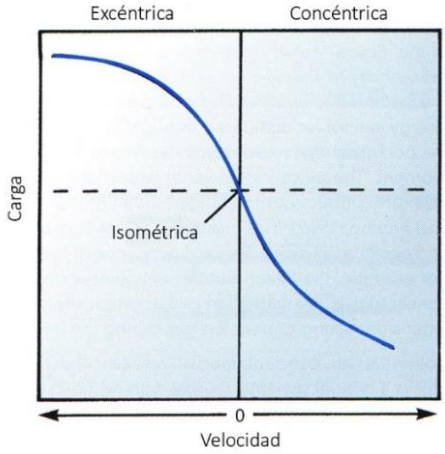


Figura 3.15: Curva carga-velocidad de un músculo [4].

Relación fuerza-tiempo

La fuerza desarrollada por un músculo es proporcional al tiempo de contracción: a mayor tiempo de contracción, mayor fuerza (Fig. 3.16). Como se ha comentado, esto ocurre porque la tensión producida por los elementos contráctiles tiene tiempo para trasmitirse a través de los elementos elásticos hasta el tendón. Aunque solo son necesarios unos 10ms para alcanzar la tensión máxima en los elementos contráctiles, ésta puede tardar hasta 300ms en transmitirse a los elásticos. Así, la tensión en los tendones sólo alcanzará la máxima tensión de los elementos contráctiles si la contracción tiene la suficiente duración.

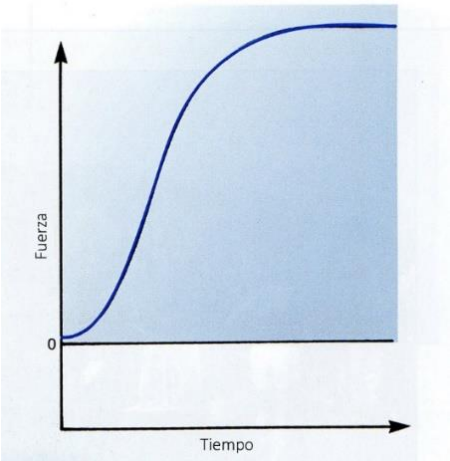


Figura 3.16: Curva fuerza-tiempo de contracción de un músculo [4].

Arquitectura del músculo

Arquitectura de un músculo se refiere a la longitud y posición relativa de sus fascículos. Parece claro que la orientación de las fibras musculares tendrá una gran influencia sobre las propiedades del músculo.

El componente contráctil del músculo (sarcómero) es el que produce la tensión activa. Por ello la distribución de los sarcómeros afectará directamente a las propiedades de contracción del músculo. Si la configuración tiende a ser en serie, las miofibrillas serán más largas. Si, por el

contrario, los sarcómeros se disponen de forma paralela, las miofibrillas serán más gruesas. De estos dos patrones de miofibrillas dependen la velocidad y el rango de trabajo del músculo, pues son proporcionales a su longitud, además de la fuerza, proporcional a la sección. Por lo tanto, músculos con fibras cortas y secciones grandes podrán desarrollar grandes fuerzas, mientras que músculos con fibras largas y más delgadas están diseñados para movimientos amplios y velocidades altas (Fig. 3.17 y 3.18).

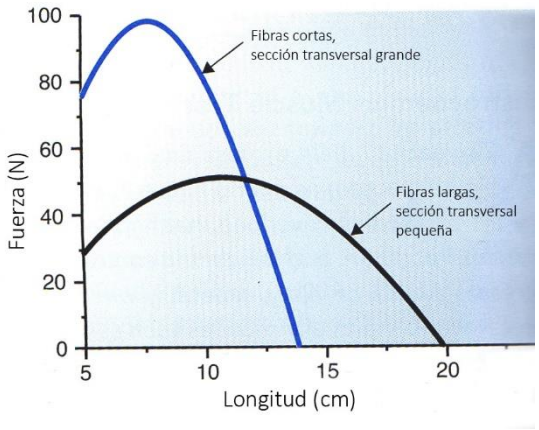


Figura 3.17: Curva longitud-fuerza según el tipo de fibra muscular [4].

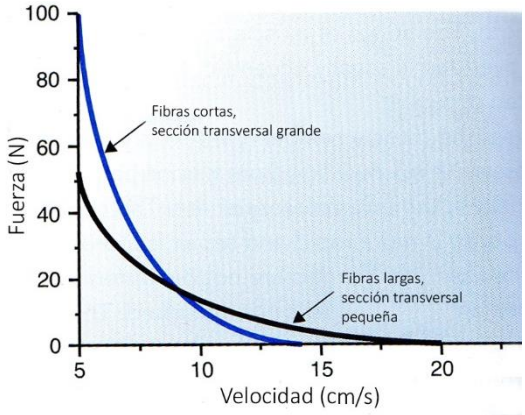


Figura 3.18: Curva fuerza-velocidad según el tipo de fibra muscular [4].

Por otro lado, en algunos músculos, como los rectos, los fascículos se disponen de forma paralela al eje longitudinal del músculo. En estos casos, la fuerza que pueden desarrollar será la fuerza por unidad de área que es capaz de generar un fascículo (f), multiplicada por el área de la sección (A).

$$F_{paralelo} = A \times f$$

Sin embargo, no en todos los músculos las fibras son paralelas al eje longitudinal. Un ejemplo muy claro son los músculos penniformes. Dentro de ellos, los fascículos se conectan a la aponeurosis con un determinado ángulo relativo (ángulo del fascículo). A su vez, la aponeurosis se sitúa con un ángulo respecto al tendón (ángulo de la aponeurosis). El ángulo de peneación (α) será la resta de ambos, es decir, el que forman los fascículos con el eje longitudinal del músculo. Estos ángulos tendrán gran influencia sobre las propiedades del músculo. A mayor ángulo de peneación, mayor sección transversal y por tanto mayor fuerza, y fibras más cortas, lo que también incrementa la fuerza máxima, al provocar una contracción más lenta.

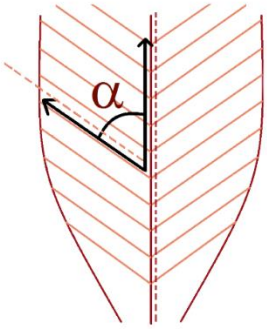


Figura 3.19: Ángulo de peneación.

Efecto de la temperatura

Los cambios en la temperatura afectan a las propiedades de contracción de los músculos: un aumento de la temperatura del músculo mejora la producción de fuerza y la eficiencia de la contracción.

Efecto de la fatiga

La capacidad del músculo para contraerse y relajarse depende de la disponibilidad de ATP (adenosín trifosfato). Si tiene un suministro adecuado de oxígeno y nutrientes que pueden ser procesados para producir ATP, puede realizar movimientos a frecuencias bajas durante un tiempo largo. La frecuencia debe ser suficientemente baja como para permitir la sintetización de ATP a medida que se consume en la contracción. Si la frecuencia de estimulación aumenta demasiado, la respuesta se hará más débil y la producción de fuerza tenderá a cero. Esta caída de tensión que se produce tras una estimulación prolongada es lo que se conoce como fatiga muscular.

3.3 Tendones y ligamentos

Las principales estructuras que rodean y conectan los huesos son los tendones, los ligamentos y las cápsulas articulares. Son mecánicamente pasivas, es decir, no se contraen produciendo movimiento como los músculos, pero juegan un papel muy importante en el movimiento y la estabilidad.

Los ligamentos y las cápsulas articulares unen hueso con hueso. Aumentan la estabilidad mecánica de las articulaciones, guían el movimiento de las mismas, previenen movimientos excesivos y ayudan a la propiocepción, es decir, la capacidad para sentir la posición relativa de nuestros músculos en el espacio. Así, actúan como restricciones estáticas.

Los tendones, por otro lado, unen los músculos a los huesos y les transmiten las fuerzas que producen para generar movimiento o mejorar la estabilidad de la articulación y para contribuir en el mantenimiento de la postura corporal. Músculos y tendones juntos actúan como una restricción dinámica y permiten a los músculos estar posicionados a una distancia óptima de las articulaciones, tal que no sea necesaria fuerza muscular adicional.

3.3.1 Composición y estructura de los tendones

Para ser capaces de transmitir cargas y proteger a las articulaciones de posiciones inestables, los tendones están compuestos de tejido conjuntivo denso. Se componen de una matriz

extracelular con una red de fibras paralelas de colágeno y células denominadas tenocitos. En general, la matriz representa un 80% del volumen de los tendones, mientras que las células sólo un 20%. La matriz está compuesta por un 55%-70% de agua, siendo el resto sólidos como colágeno (60-85% del restante), elastina (2%) y otras proteínas.

Los tenocitos controlan la producción y degradación de la matriz y responden a los impulsos aplicados al tendón, principalmente cargas que activan la producción de colágeno. Se disponen en filas longitudinales paralelas a la aplicación de la carga.

El colágeno presente en la matriz, sintetizado en los tenocitos, es mayoritariamente de tipo I. Este tipo de colágeno se caracteriza por su capacidad de soportar grandes cargas a la vez que permite cierta deformación.

La estructura de los tendones (Fig. 3.20) es similar a la de los músculos: se componen de fibras que, a su vez, contienen fibras más pequeñas, todas dispuestas en la dirección de aplicación de la carga.

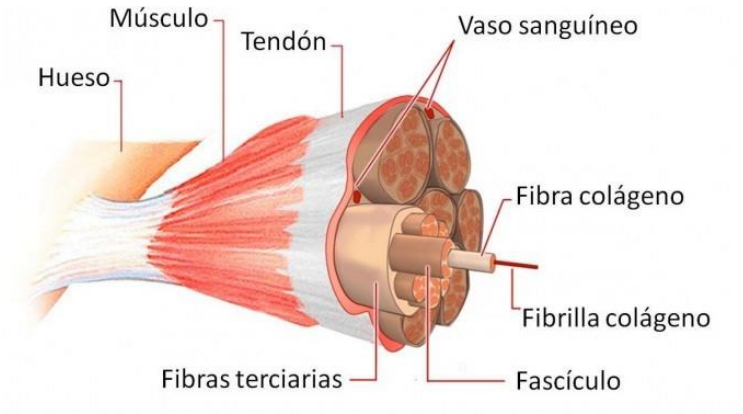


Figura 3.20: Estructura del tendón.

3.3.2 Composición y estructura de los ligamentos

Los ligamentos tienen la misma composición general que los tendones, pero con ciertas diferencias importantes. Los ligamentos poseen fibroblastos, células similares a los tenocitos, en una matriz que también contiene fibras de colágeno. La matriz está compuesta en su mayoría por colágeno de tipo I, al igual que en los tendones, pero su disposición es diferente: las fibras no son paralelas, sino multidireccionales, aunque la mayoría se encuentran alineadas con el eje del ligamento. Aunque las cargas aplicadas a los ligamentos suelen ir en una única dirección, también son capaces de soportar pequeñas cargas en otras direcciones, lo que nos lleva a suponer que las fibras no son perfectamente paralelas y se encuentran entrelazadas, como muestra la Figura 3.21.

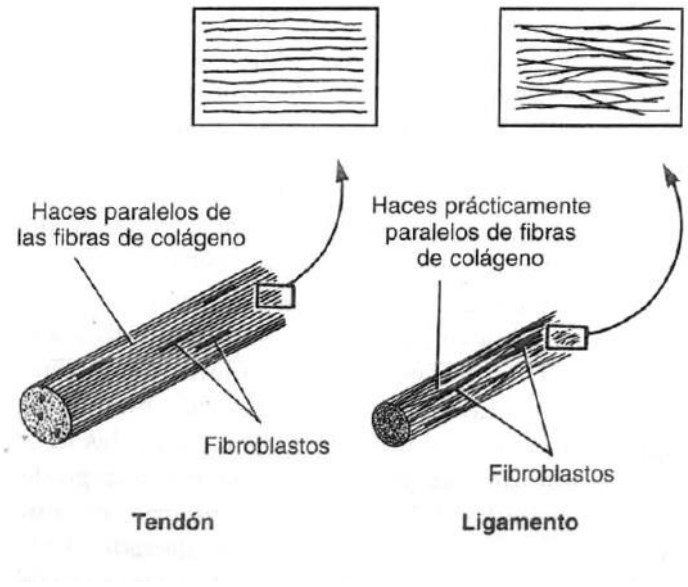


Figura 3.21: Diferencia entre las fibras de tendones y ligamentos [4].

3.3.3 Propiedades biomecánicas de tendones y ligamentos

Los tendones y los ligamentos son estructuras viscoelásticas con unas propiedades únicas. Los tendones son suficientemente resistentes como para soportar las grandes cargas generadas por los músculos en el movimiento, pero también flexibles para adaptarse a la forma alrededor del hueso. Los ligamentos son maleables y flexibles, lo que permite el movimiento de los huesos que unen, pero muy resistentes, para ofrecer un comportamiento adecuado frente a las fuerzas aplicadas.

En la curva tensión-deformación de estas estructuras (Fig. 3.22) se pueden distinguir varias zonas:

- Región basal: el tejido se estira fácilmente sin la necesidad de aplicar grandes cargas. En esta región las fibras de colágeno, que se encuentran relajadas, suavemente onduladas, se estiran hasta quedar rectas.

- Región elástica o lineal. La pendiente de esta recta es el módulo elástico.

- Región plástica: se ha sobrepasado la región elástica y el material ha fallado.

- Punto de rotura: fallo completo del tejido. La curva puede acabar abruptamente o curvarse hacia abajo, como consecuencia del fallo irreversible.

La energía absorbida en el proceso será el área contenida bajo la curva hasta el punto de rotura.

En general, los tendones en condiciones normales se alargan entre un 2 y un 5%, siendo la máxima deformación de tendones y ligamentos de un 8-10%.

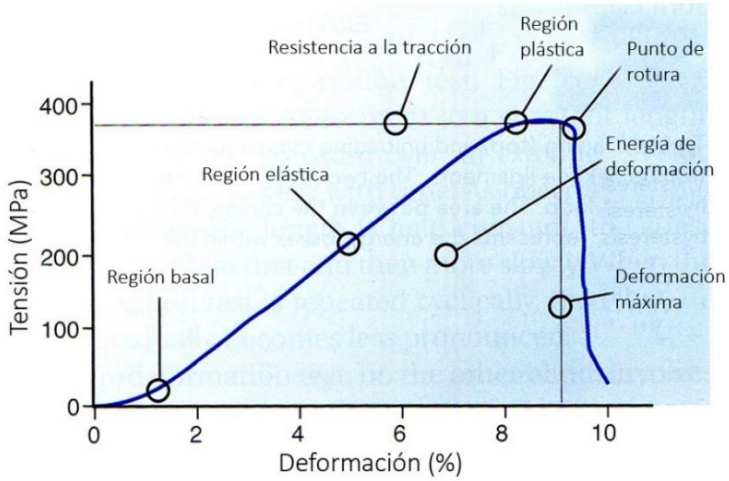


Figura 3.22: Curva tensión-deformación de un tendón/ligamento [4].

Durante la carga y descarga de las estructuras, las fibras elásticas permiten al material volver a su forma y longitud original. Una parte de la energía utilizada es almacenada y representa la pérdida de energía en el ciclo o histéresis (Fig. 3.23).

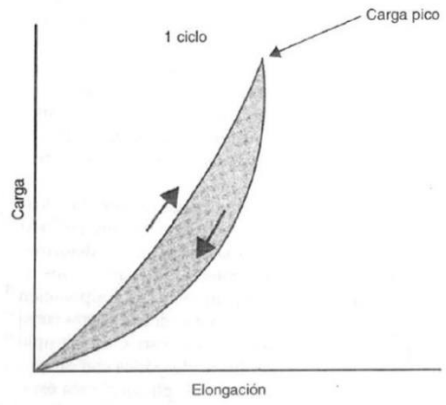


Figura 3.23: Ciclo de histéresis de un tendón/ligamento [4].

La naturaleza viscoelástica de estos tejidos implica que sus propiedades mecánicas varían con la velocidad de aplicación de la carga. Una velocidad más alta incrementará el módulo elástico, por lo que además almacenarán más energía y requerirán una mayor carga hasta la rotura.

Para cargas aplicadas cíclicamente, la curva puede ir desplazándose hacia la derecha en cada ciclo. Esto es consecuencia de la presencia de componentes no elásticos, de forma que la deformación permanente va aumentando en cada ciclo.

Es complicado definir propiedades como la resistencia o el módulo elástico para estos tejidos, ya que dependen de numerosos factores, como la edad y complexión física de la persona, el tendón o ligamento concreto se esté estudiando o las condiciones del ensayo (la temperatura, humedad relativa y otros factores ambientales pueden influir notablemente en los resultados obtenidos), entre otros. Por tanto, sólo pueden tomarse algunos valores orientativos, como un módulo elástico para los tendones de entre 500 y 1500 MPa, o entre 40 y 400 MPa para los ligamentos.

3.4 El miembro superior

El miembro superior se caracteriza por su movilidad y capacidad para asir, golpear y llevar a cabo actividades motoras delicadas. Esto es especialmente apreciable en la mano, pero su eficiencia depende de la capacidad para situarla en la posición correcta mediante movimientos del resto del miembro. Se pueden distinguir 4 fragmentos: hombro, brazo, antebrazo y mano (Fig. 3.24). Teniendo en cuenta el objetivo del proyecto, el texto se centrará en el brazo y antebrazo, así como la articulación entre ambos: el codo.

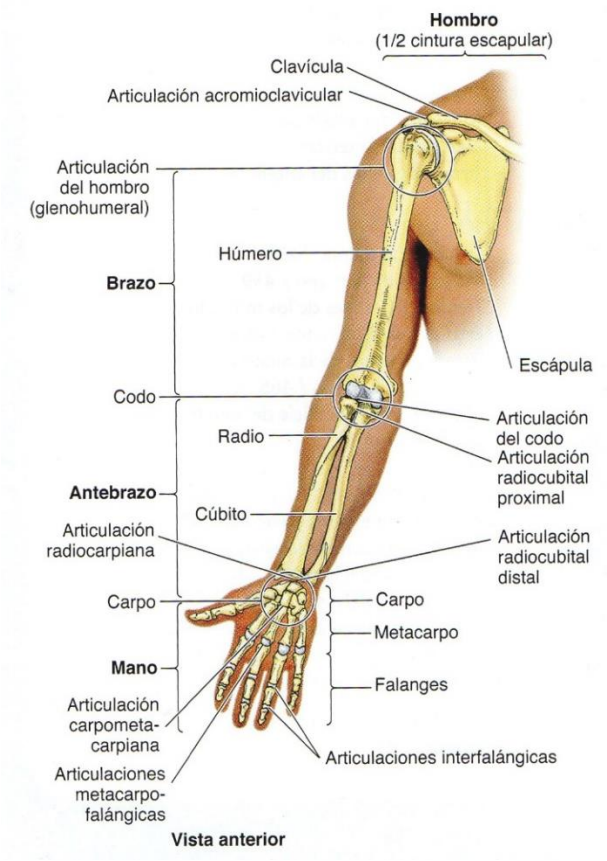


Figura 3.24: Partes del miembro superior [5].

El miembro superior puede realizar tres movimientos diferentes (Fig. 3.25): pronación-supinación (rotación interna del antebrazo y la mano: en pronación la mano queda orientada posteriormente y en supinación, anteriormente), abducción-aducción (alejamiento y aproximación del plano medio del cuerpo en el plano frontal) y flexión-extensión (acercamiento y alejamiento de partes del cuerpo, bien del antebrazo respecto del brazo, bien del miembro superior al completo, o bien de la mano).

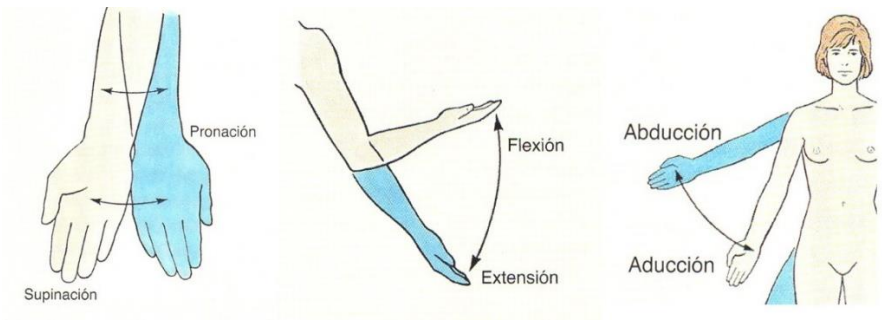


Figura 3.25: Movimientos del miembro superior [5].

En la Figura 3.26 podemos ver los ejes de rotación de dichos movimientos, cuando el antebrazo se mueve respecto al brazo.

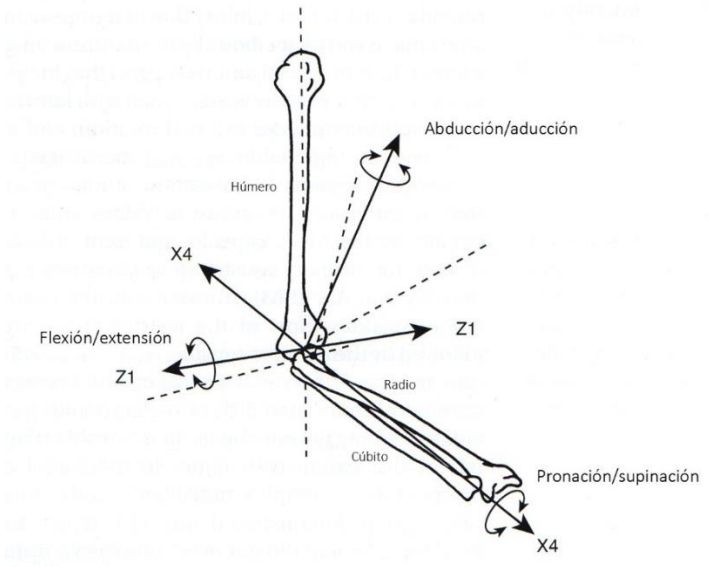


Figura 3.26: Ejes de rotación de los movimientos del miembro superior [4].

3.4.1 Los huesos

Los huesos del miembro superior forman el llamado esqueleto apendicular superior, que se articula al esqueleto axial (del tronco) a través de la articulación esternoclavicular, lo que le permite una gran movilidad. Estos huesos son la clavícula, la escápula, el húmero, el cúbito, el radio y los huesos de la mano (Fig. 3.27 y 3.28).

El húmero es el hueso más grande del miembro superior, y se articula con la escápula en el hombro y con el radio y el cúbito en el codo. El extremo distal del húmero tiene dos superficies articulares: el capítulo o cóndilo lateral, donde se articula con la cabeza del radio, y la tróclea medial, para articularse con la escotadura troclear del cúbito. Además, debe poder alojar parte del cúbito y el radio durante la flexión o la extensión. Para ello existen la fosa coronoidea, en la que se sitúa la apófisis coronoides del cúbito en la flexión completa del codo; la fosa del olécranon, que acomoda el olécranon del cúbito durante la extensión, y la fosa radial, en la que encajará el borde de la cabeza del radio cuando el codo esté completamente flexionado.

El cúbito es el hueso estabilizador del antebrazo. En su extremo proximal se localizan dos protuberancias: el olécranon y la apófisis coronoides, que forman las paredes de la escotadura troclear o cavidad sigmoidea. Inferior a la apófisis coronoides se encuentra la tuberosidad del cúbito y en el lateral, la escotadura radial, una concavidad redondeada y lisa que se articula con la cabeza del radio. El cuerpo del cúbito es grueso proximalmente pero su diámetro disminuye distalmente. Como se aprecia en la figura, el cúbito no alcanza a la articulación radiocarpiana (muñeca) y por lo tanto no interviene en ella.

El radio es más corto y lateral que el húmero. La cabeza del radio es cóncava para articularse con el capítulo del húmero. Además, también se articula con la escotadura radial del húmero. El cuerpo del radio es convexo lateralmente y se ensancha distalmente. En la cara medial del extremo distal se encuentra la escotadura cubital, una concavidad en la que se acopla la cabeza del cúbito.

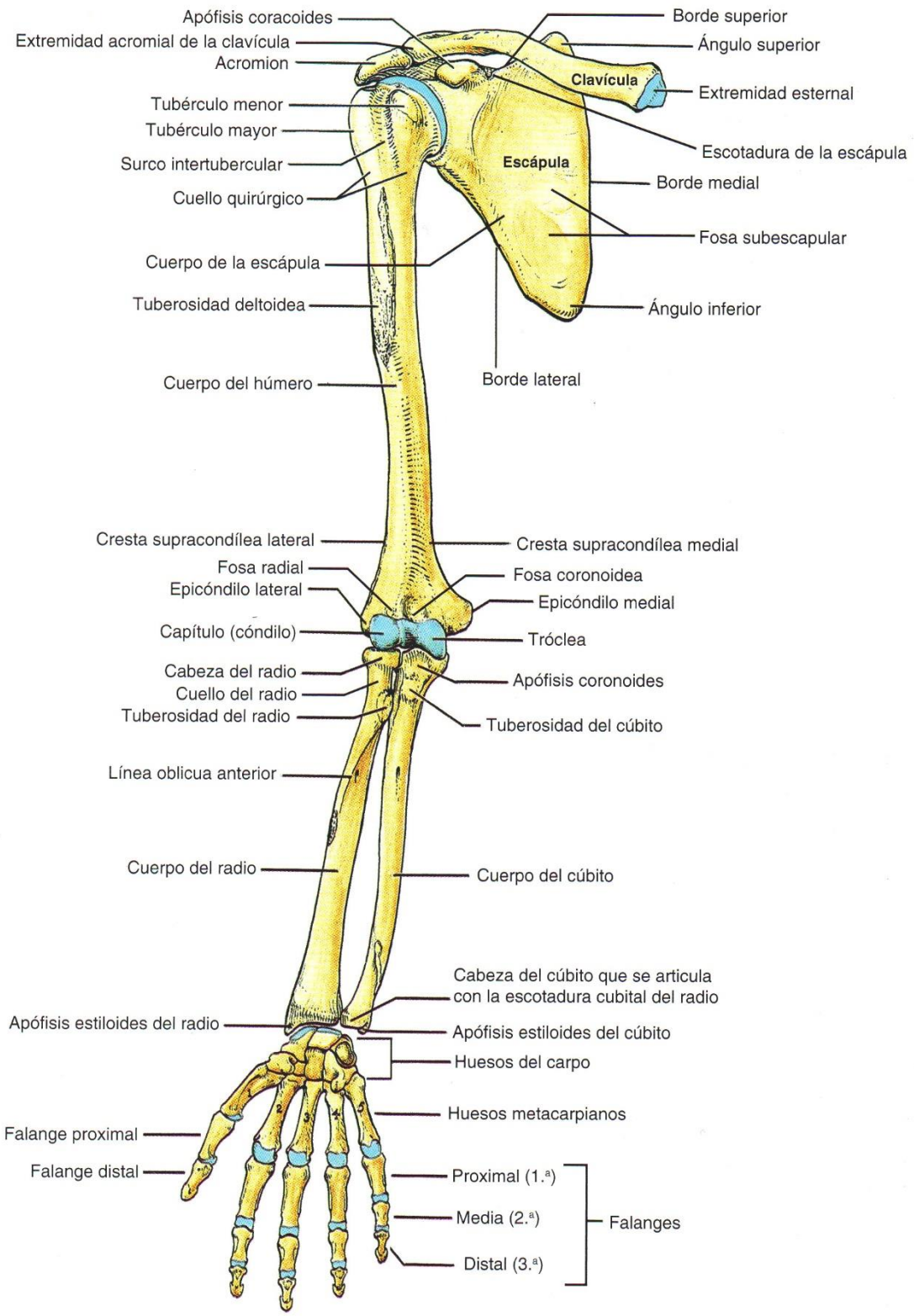


Figura 3.27: Huesos del miembro superior, vista anterior [5].

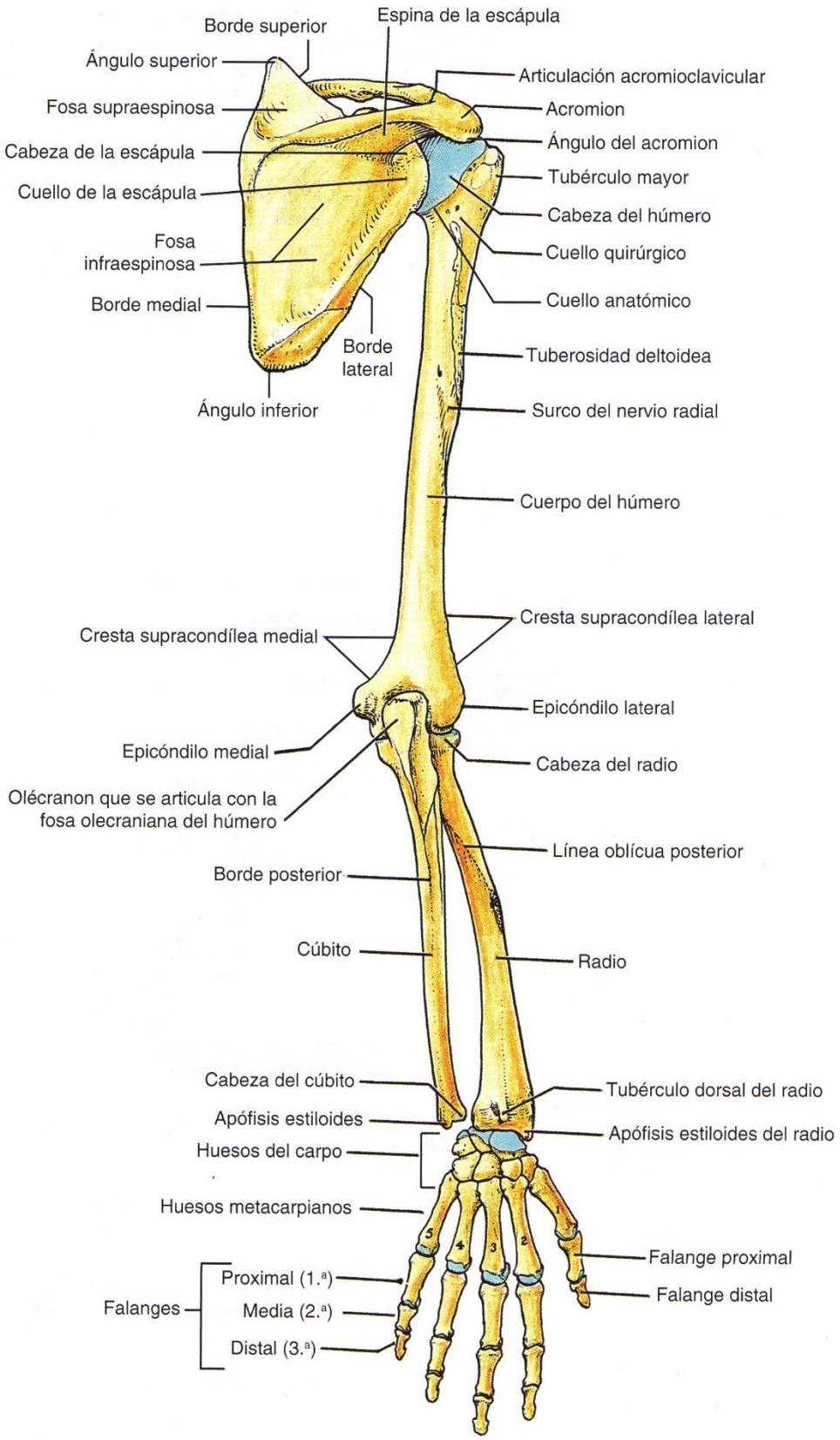


Figura 3.28: Huesos del miembro superior, vista posterior [5].

3.4.2 Los músculos

Se estudiarán los músculos del miembro superior por zonas.

En la región del pecho y el hombro se encuentran los músculos axioapendiculares anteriores, que mueven la cintura escapular (pectoral mayor y menor, subclavio y serrato anterior) y los músculos axioapendiculares posteriores, que unen el esqueleto apendicular superior al esqueleto axial. Dentro de estos últimos pueden distinguirse tres grupos: superficiales (trapecio y dorsal ancho), profundos (elevador de la escápula y romboides) y escapulohumerales, que son los intrínsecos del hombro (deltoides, redondo mayor, supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular).

En el brazo, es decir, desde el hombro hasta el codo, se producen dos tipos de movimientos: flexión-extensión y pronación-supinación. Existen cuatro músculos, divididos claramente en dos grupos: extensores y flexores. La acción principal de todos ellos se produce sobre el codo, aunque algunos también actúan sobre el hombro. Los extensores son el bíceps braquial, el braquial y el coracobraquial y el único flexor es el tríceps braquial.

- Cuando el codo está extendido, el bíceps es simplemente un flexor del antebrazo, pero cuando la flexión se aproxima a los 90º y se requiere más fuerza, es el principal encargado de la supinación, en caso de que el antebrazo esté en pronación.

- El braquial es un músculo fusiforme aplanado, el único flexor puro y el que produce mayor fuerza flexora. Es el encargado de flexionar el antebrazo en todas las posiciones tanto en movimientos lentos como rápidos. Así, si el antebrazo se extiende lentamente, el braquial se relaja de la misma forma para estabilizar el movimiento.

- El coracobraquial ayuda a la flexión, abduce el brazo y estabiliza la articulación del hombro.

- El tríceps braquial es el principal extensor del codo y además actúa como músculo estabilizador de la articulación del hombro en aducción.

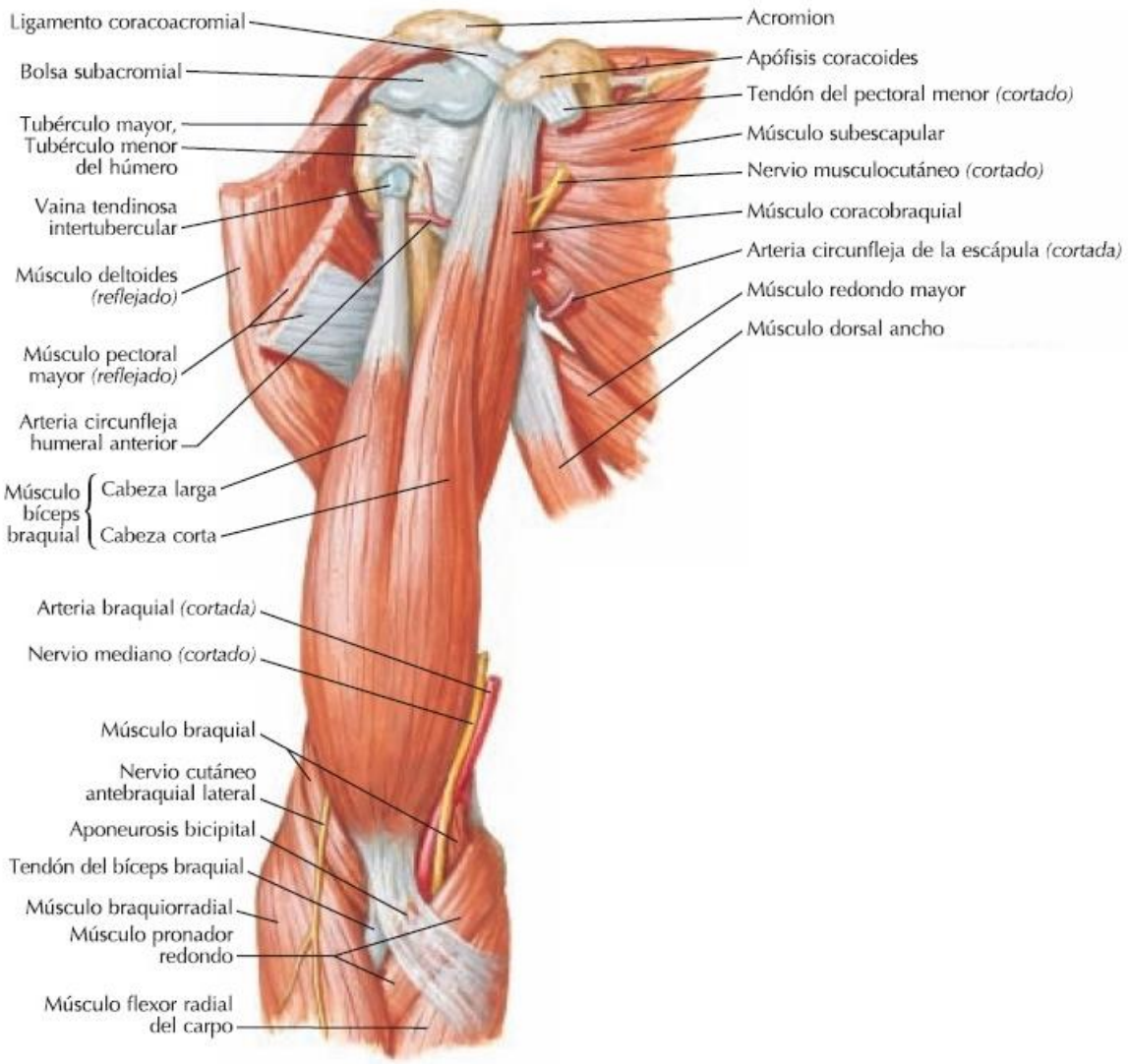


Figura 3.29: Músculos del brazo, plano superficial, vista anterior [7].

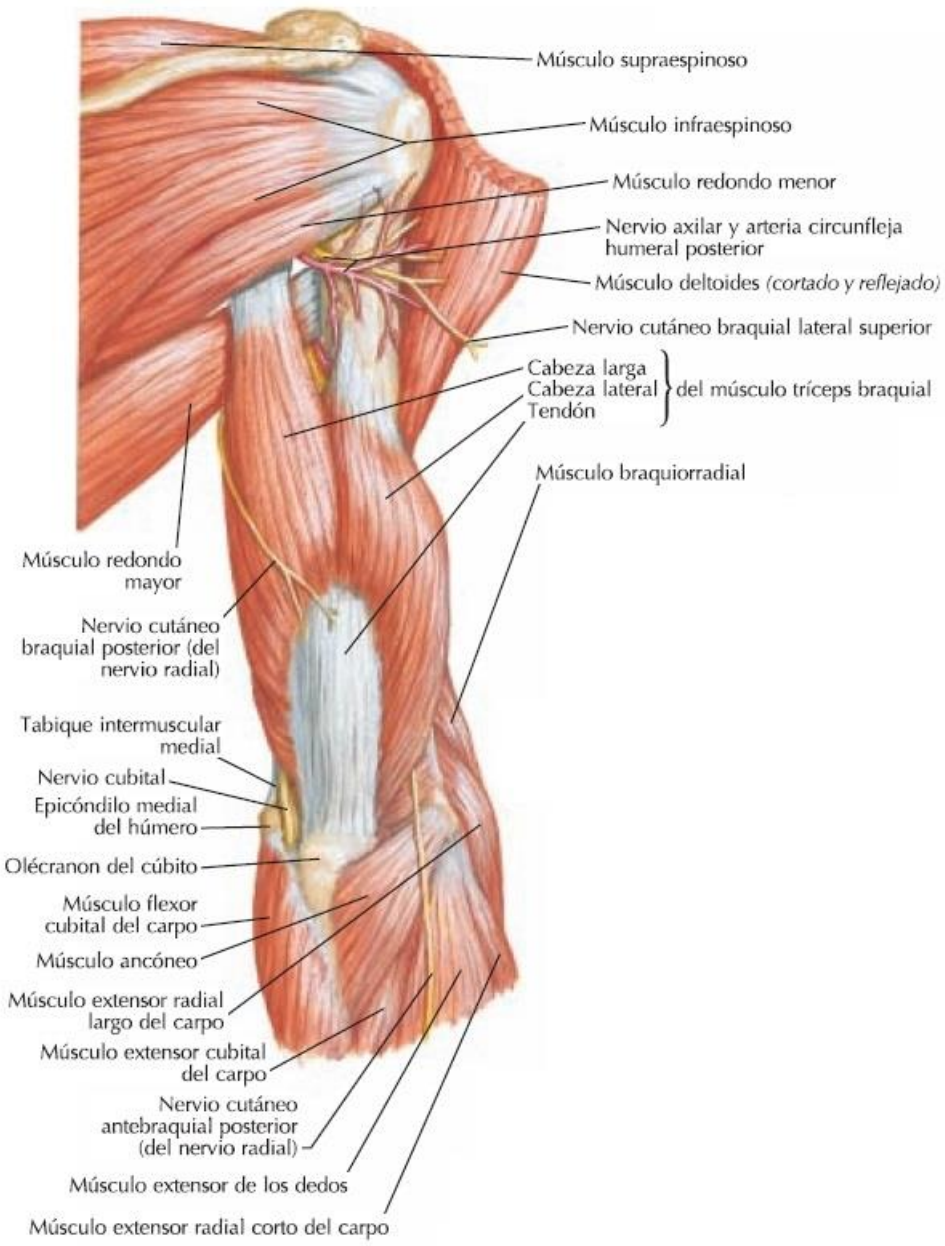


Figura 3.30: Músculos del brazo, plano superficial, vista posterior [7].

El antebrazo tiene las funciones de ayudar en la aplicación de la fuerza y en el control de la posición de la mano en el espacio. Sus músculos flexores y pronadores se localizan en la zona anterior, mientras que los extensores y supinadores están en la parte posterior.

Los músculos flexores se disponen en tres capas:

- Capa superficial de cuatro músculos (pronador redondo, flexor radial del carpo, palmar largo y flexor cubital), que se insertan proximalmente mediante un tendón común en el epicóndilo medial del húmero (Fig. 3.31), origen común de los flexores.

- Una capa intermedia de un solo músculo, el flexor superficial de los dedos.

- Capa profunda de tres músculos: flexor profundo de los dedos, flexor largo del pulgar y pronador cuadrado. Este último es el principal motor de la pronación, la inicia y es ayudado por el redondo cuando se requiere más velocidad y potencia.

De los músculos superficiales e intermedios, cinco cruzan la articulación del codo y tres no.

El braquiorradial también es un músculo flexor, aunque se localiza en la parte posterior.

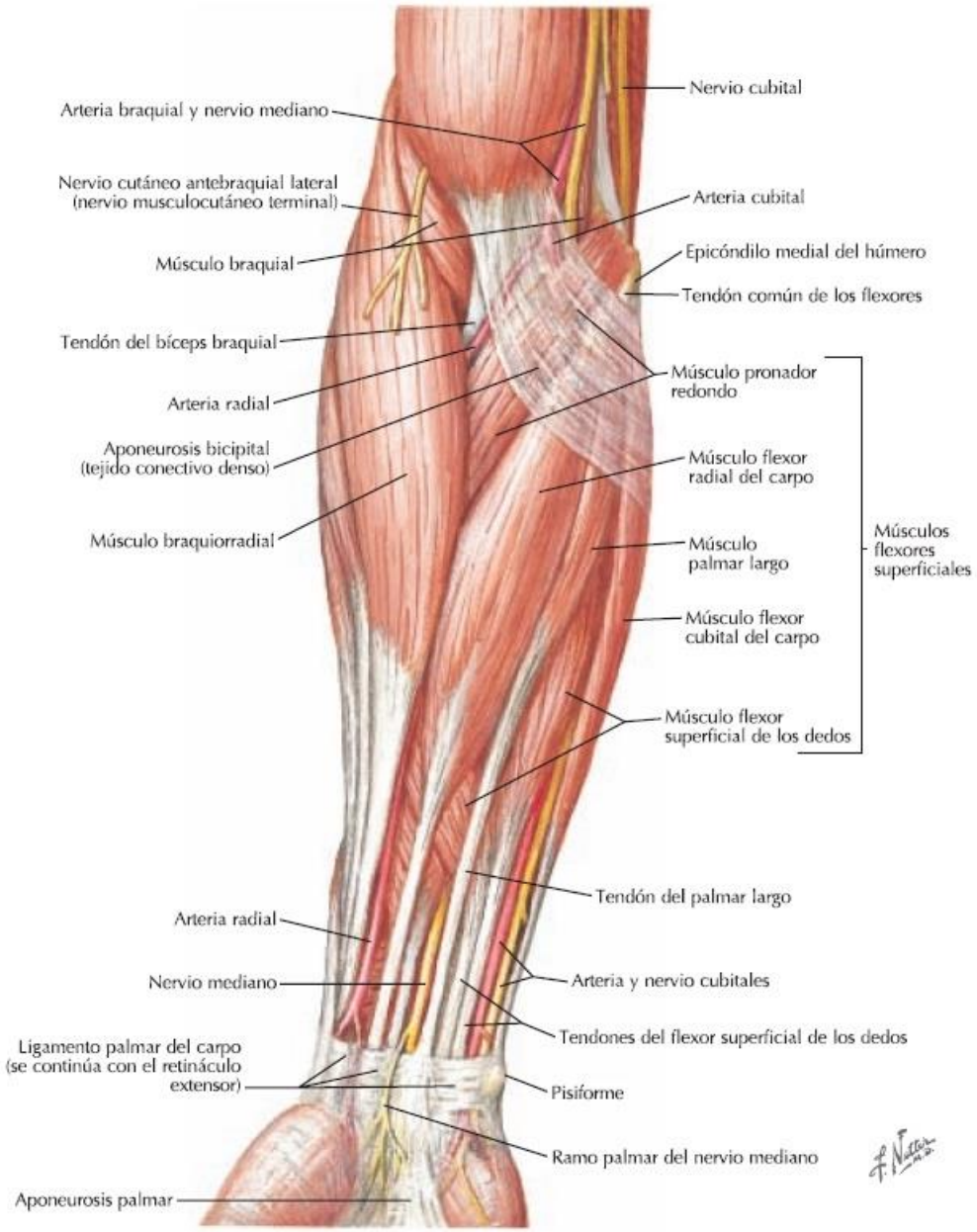


Figura 3.31: Músculos del antebrazo, plano superficial, vista anterior [7].

Los músculos extensores están inervados por ramificaciones del nervio radial y se organizan en tres grupos funcionales:

- Músculos que extienden o abducen la mano a nivel de la articulación radiocarpiana: extensor radial largo del carpo, corto del carpo y extensor cubital del carpo.
- Músculos que extienden los cuatro dedos mediales.
- Músculos que extienden o abducen el pulgar.

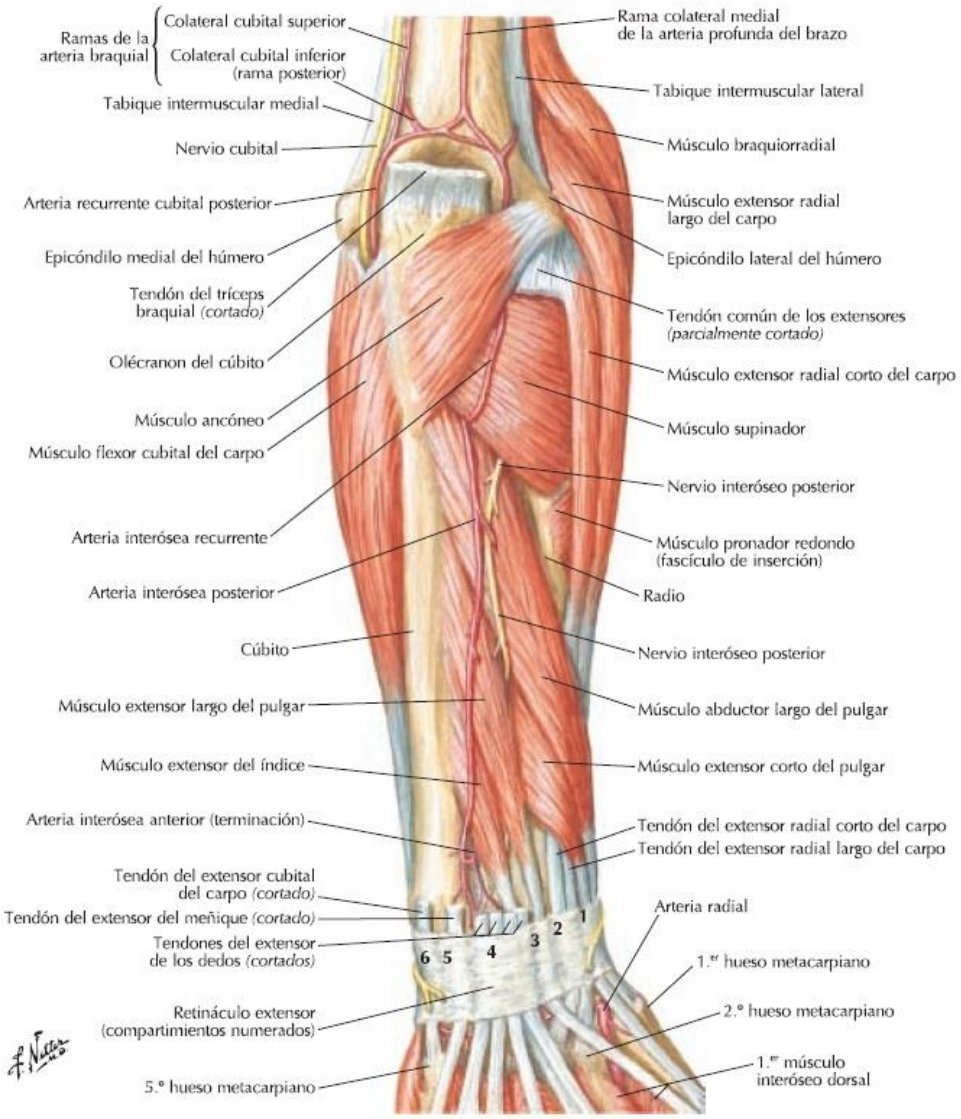


Figura 3.32: Músculos del antebrazo, plano profundo, vista posterior [7].

Los músculos extensores también se organizan en capas, en este caso dos: la superficial y la profunda.

Por supuesto, en el miembro superior también se encuentran venas, arterias, nervios, fascias, etc. pero su situación y funciones escapan del alcance del proyecto.

3.4.3 El codo

En el codo se pueden encontrar dos articulaciones: la articulación del codo, encargada de flexionar y extender, y la articulación radiocubital proximal, que permite la pronación y supinación del antebrazo.

La articulación del codo es una articulación sinovial de tipo gínglimo. El primer término se refiere a que existe un hueco o cavidad entre los huesos que contiene una pequeña cantidad de líquido sinovial. Este líquido nutre al cartílago articular que recubre las superficies de contacto de los huesos y lubrica las superficies articulares. Gínglimo (o tróclea) significa que

sólo estarán permitidos los movimientos de flexión y extensión, por lo que podría ser modelizada como una bisagra (Fig. 3.33).

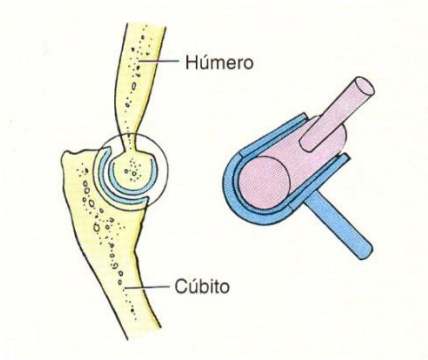


Figura 3.33: Articulación de tipo gínglimo [5].

La tróclea (que tiene forma de polea o diábolo) y el capítulo (esferoidal) del húmero se articulan con la escotadura troclear del cúbito y la cara superior de la cabeza del radio, respectivamente, formando las articulaciones humerocubital y humerorradial. Existe una membrana que rodea la articulación, la membrana fibrosa de la cápsula articular, tapizada internamente por la membrana sinovial. La cápsula articular es débil anterior y posteriormente, por lo que está reforzada por ligamentos: el ligamento colateral radial, el ligamento anular del radio y el ligamento colateral cubital (Fig. 3.34).

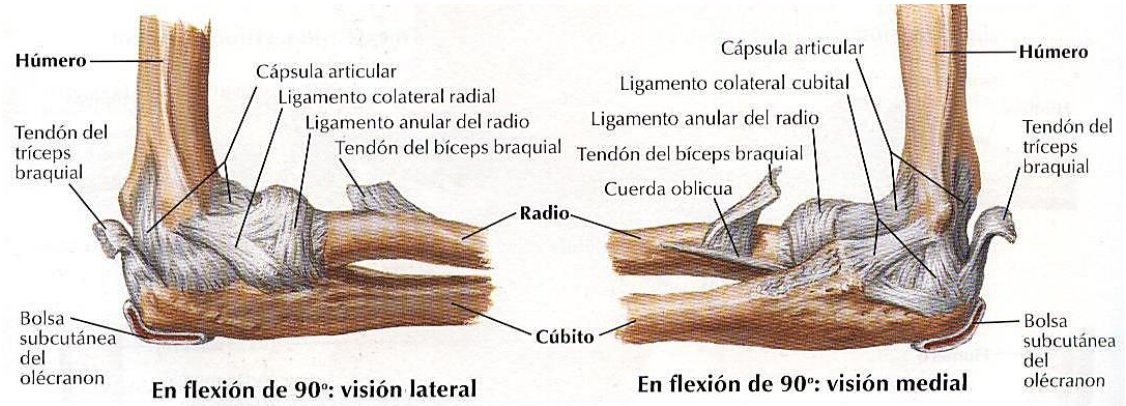


Figura 3.34: Tendones y ligamentos del codo [7].

Los ligamentos colateral cubital y colateral radial mantienen las superficies articulares en contacto, evitando movimientos de lateralidad indeseados. Así, se podría modelizar mecánicamente el codo como una horquilla (húmero) soporte de una polea (tróclea) en la que se encaja un semianillo unido al antebrazo (Fig. 3.35). Los ligamentos serán dos tensores unidos al antebrazo y a los extremos el eje de la polea, de forma que impiden dichos movimientos de lateralidad.

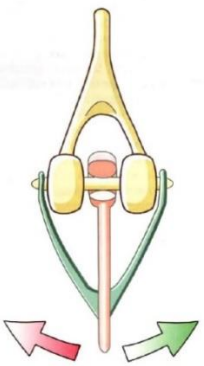


Figura 3.35: Modelo del codo [3].

La superficie articular del cúbito se sitúa con un ángulo de 30º respecto su eje longitudinal (Fig. 3.36), de modo que encaja con la inclinación de 30º del húmero distal, lo que ayuda a mejorar la estabilidad de la articulación a plena extensión.

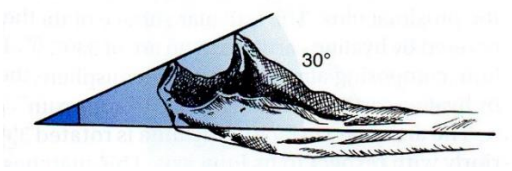


Figura 3.36: Superficie articular cubital [4].

La articulación radiocubital proximal es también una articulación sinovial, pero de tipo trocoide, es decir, permite la rotación. La cabeza del radio rota sobre el cúbito realizando los movimientos de pronación y supinación.

3.4.3.1 Biomecánica del codo

La flexión y la extensión tienen lugar en las articulaciones humeroradial y humerocubital.

El ángulo que forma el eje longitudinal del cúbito totalmente extendido con el eje longitudinal del húmero se denomina ángulo de transporte y es aproximadamente de 170º. Cabe destacar que la oblicuidad de este ángulo o valgo fisiológico es mayor en mujeres (de 13º a 15º) que en hombres (entre 10 y 15º). El valgo fisiológico se compone por un lado de la rotación interna de la tróclea y el capítulo (3-8º) y la de la superficie articular del cúbito (4-7º) (Fig. 3.37).

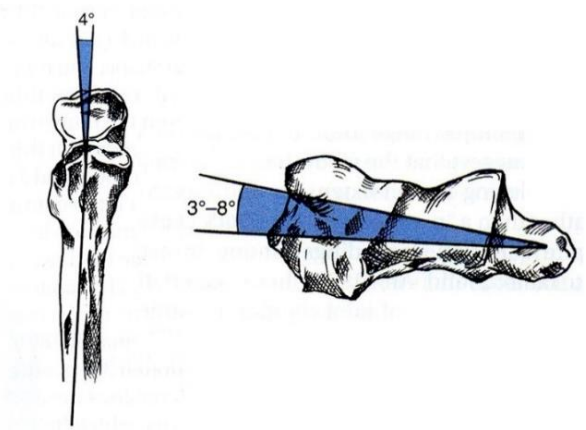


Figura 3.37: Ángulos que componen el valgo [4].

El rango normal de flexión-extensión de una persona sana es de 0 a 145º, con un rango funcional de entre 30 y 130º. En cuanto a la pronación y la supinación, los ángulos máximos son de 85º y 90º, respectivamente, cuando solo interviene la rotación axial del antebrazo. En flexión, el ángulo máximo de supinación aumenta, mientras que el de pronación disminuye. La mayoría de las actividades habituales se llevan a cabo en un rango que va desde los 50º de pronación a los 50º de supinación.

La limitación de la extensión se debe a tres factores principales: el impacto del pico olecraniano en la fosa del olécranon, la tensión en la parte anterior de la cápsula articular y la resistencia que oponen los músculos flexores. Esta limitación es distinta según se trate de flexión activa o pasiva:

- Activa: el primer y principal factor limitante es el contacto de las masas musculares de la parte anterior del brazo y el antebrazo, que se encuentran endurecidas por la contracción. Esto tiene como consecuencia que la flexión activa no pueda sobrepasar los 145º.

- Pasiva: las masas musculares no se encuentran contraídas, por lo que pueden aplastarse una contra la otra, consiguiendo alcanzar hasta 160º. Es aquí cuando intervienen los otros factores limitantes.

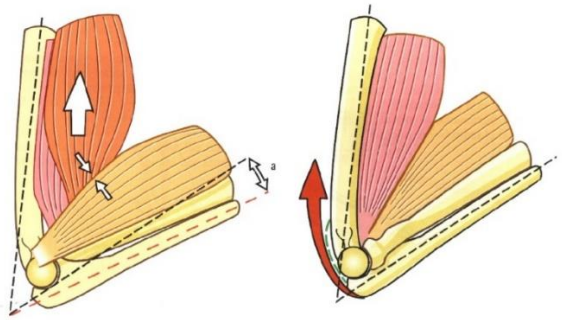


Figura 3.38: Flexión activa (izda.) y pasiva (dcha.) [3].

En un primer momento, diversos estudios localizaron el eje de rotación de la flexión-extensión, en el centro de la tróclea. Sin embargo, tras posteriores investigaciones se demostró que este eje pasa por el centro de los arcos concéntricos que forman la parte inferior del surco troclear (en amarillo) y la perfieria del capítulo (verde) (Fig. 3.39).

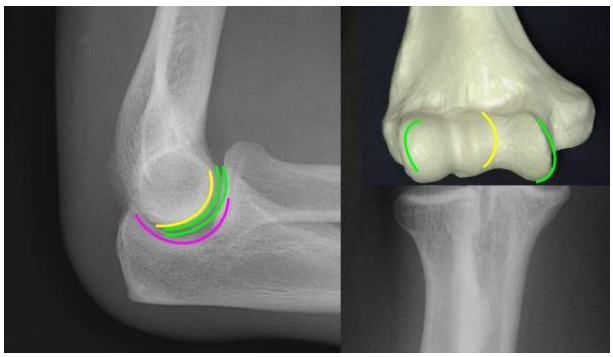


Figura 3.39: Radiografía del codo.

También se descubrió que, aunque el movimiento principal de la flexión-extensión es de deslizamiento, en los extremos (los últimos 5-10º tanto de extensión como de flexión), el movimiento se convierte en rodadura. Esta rodadura se da cuando la apófisis coronoide del cúbito entra en contacto con la fosa coronoidea del húmero y el olécranon con la fosa del

olécranon. Además, se ha apreciado cierta rotación interna del cúbito al comienzo de la flexión y rotación axial externa al final de ésta. Por lo tanto, el codo no se comporta exactamente como una bisagra, pues su eje de rotación se desplaza a lo largo de los movimientos de flexión y extensión. Sin embargo, esta desviación del eje es mínima e incluso podría deberse a las limitaciones de la experimentación. Por lo tanto, se aceptará esta hipótesis a lo largo del proyecto, pues el objetivo no es una modelización tan precisa de la articulación.

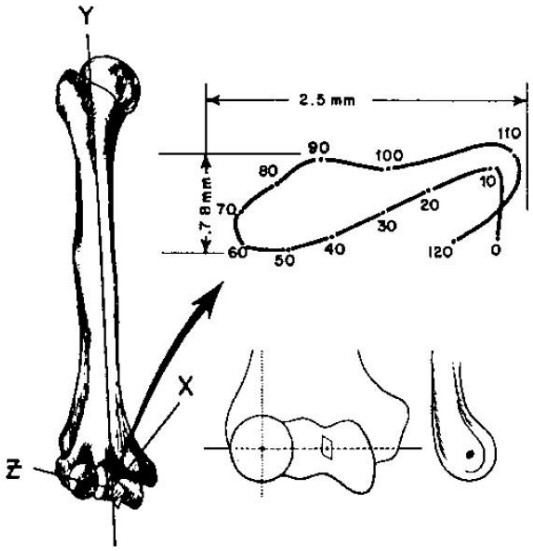


Figura 3.40: Lugar geométrico de los ejes de rotación del codo [8].

Así, la mayor dimensión del lugar geométrico de todos los ejes de rotación que existen a lo largo del movimiento completo de flexión-extensión es de tan solo 2-3mm, siendo la menor de un milímetro o menos, de forma que en vista lateral se puede representar con un punto en el centro de la tróclea y el capítulo (Fig. 3.40). De esta forma, el eje efectivo de rotación será una línea que pasa por el centro del epicóndilo lateral y la tróclea y después por el del capítulo. Se puede representar la articulación como una esfera y un diábolo atravesados por un eje, que deslizan sobre una superficie ondulada rotando respecto a dicho eje (Fig. 3.41).

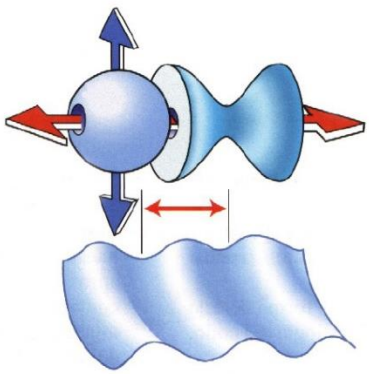


Figura 3.41: Representación del codo [3].

3.4.3.1.1 Comportamiento biomecánico

Flexión

Durante la flexión actúan tres músculos principales: braquial, braquiorradial y bíceps braquial. Su **eficacia máxima** se da con el **codo flexionado 90º**. Si se comparan las fuerzas en un codo extendido con las del mismo a 90º (Fig. 3.42) esto se ve de forma clara. En el primer caso, la dirección de la fuerza muscular (flecha rosa) es prácticamente paralela al brazo, con lo que su componente tangencial (tangencial a la circunferencia de la articulación), la única eficaz, es muy pequeña, siendo la centrípeta (dirigida aproximadamente hacia el centro de la articulación) grande, pero inútil. Con el codo a 90º, por el contrario, la fuerza se hace perpendicular al brazo de palanca, tal que la componente centrípeta es nula y por lo tanto la tangencial es máxima, de forma que toda la fuerza muscular se utiliza en la flexión.

Este ángulo de máxima eficacia es, en realidad, distinto para el bíceps braquial (80-90º) y el braquilorradial (100-110º). Se tomarán 90º para todo el conjunto del brazo.

Además, la fuerza de los flexores depende de la posición de pronosupinación. Concretamente, es mayor con el antebrazo en pronación, con una relación entre ambas de 5/3 (pronación/supinación) aproximadamente.

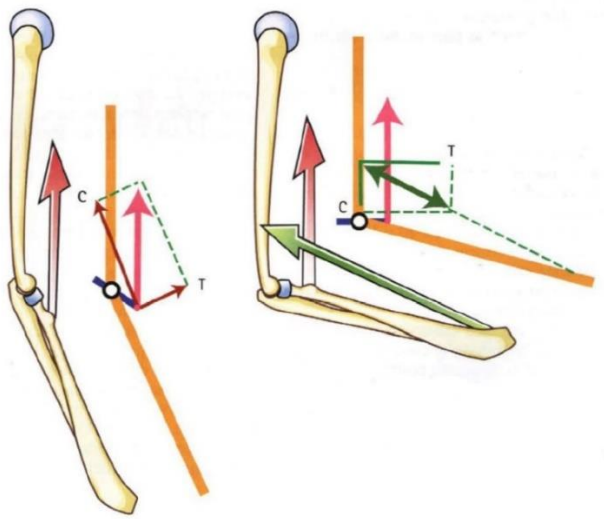


Figura 3.42: Fuerza en el codo [3].

Extensión

La extensión del codo se debe a la acción del tríceps braquial. Su eficacia dependerá del grado de flexión del codo:

- Extensión completa: la fuerza muscular se descompone en un pequeño componente centrífugo que tiende a luxar el codo hacia atrás y un componente tangencial predominante, que es el verdaderamente efectivo.
- Ligera flexión (20-30º): se anula el componente radial o centrífugo, obteniendo la máxima fuerza muscular.
- Aumentando la flexión disminuye el componente eficaz en beneficio del radial.
- Flexión completa: se compensa parcialmente la pérdida de eficacia.

Otro factor que afecta a la eficacia del tríceps braquial es la posición del hombro: es mayor cuando el hombro se encuentra flexionado.

Pronación y supinación

Durante el movimiento de pronación-supinación, el antebrazo rota respecto a un eje longitudinal que pasa por el centro del capítulo, el centro de la cabeza del radio y la superficie articular distal del cúbito. Este eje no es paralelo a los ejes anatómicos del cúbito y el radio, sino que presenta una cierta inclinación respecto a ellos. Este eje dividiría el marco radiocubital en dos partes: una interna en la que se sitúa el cúbito y una externa, que corresponde el radio. Así, la parte externa o radial se plegaría respecto al eje hacia la parte interna, dando lugar al movimiento de pronación, aproximadamente. Si se tiene en cuenta el valgo, se realizaría una corrección que dejaría este eje vertical paralelo al tronco (Fig. 3.43).

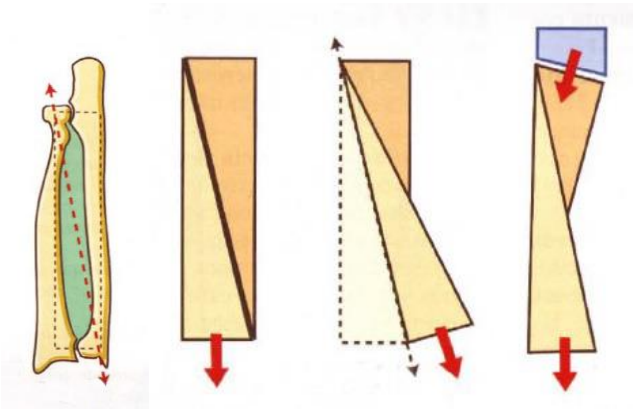


Figura 3.43: Efecto de la pronación [3].

Eficacia de la flexión y extensión

La posición funcional del codo es en flexión a 90º y pronosupinación neutra (mano en el plano vertical). Por otro lado, la fuerza de los grupos musculares, tanto flexor como extensor, depende de la posición de la articulación del hombro:

- Brazo vertical por encima del hombro: la fuerza de extensión, como en el levantamiento de pesas, es de 43 kg y la fuerza de flexión, como cuando se eleva un cuerpo en suspensión, es de 83 kg.

- Brazo en flexión de 90º: la fuerza de extensión, por ejemplo, empujando un objeto pesado hacia delante, es de 37 kg y la de flexión, como remando, es de 66 kg.

- Brazo vertical a lo largo del cuerpo: la fuerza de flexión, como para levantar un objeto pesado, es de 52 kg, y la fuerza de extensión, como la que se desarrolla al elevarse por encima de unas barras paralelas, es de 51 kg.

Por tanto, existen posiciones preferentes en las que la eficacia de los grupos es máxima: en el caso de la extensión hacia abajo, en el caso de la flexión, hacia arriba.

3.4.3.1.2 Estabilidad

El codo es una articulación muy estable gracias a estructuras estabilizadoras activas y pasivas. La estabilidad pasiva viene dada tanto por la congruencia de la articulación entre

húmero y cúbito como por las restricciones del tejido blando. La activa la proporcionan las fuerzas de compresión en la articulación que causan los músculos.

Estabilizadores pasivos óseos: alta precisión o congruencia de la articulación humerocubital y geometría de la cabeza del radio.

Estabilizadores pasivos de tejido blando son: cápsula articular, ligamento colateral lateral (haz de ligamentos que incluye el ligamento colateral radial) y ligamento colateral medial (complejo en el que se encuentra el ligamento colateral cubital). Estos dos últimos difieren en su lugar de origen: el primero de ellos se ancla al capítulo justo en el punto por donde pasa el eje de rotación (Fig. 3.44), lo que le confiere una tensión bastante uniforme a lo largo de todo el movimiento. El haz de ligamentos que compone el ligamento colateral medial, por el contrario, no tiene su origen en el eje de rotación (Fig. 3.45).

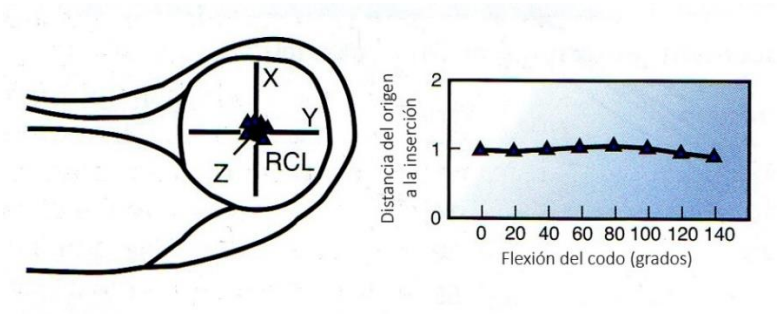


Figura 3.44: Inserción del ligamento colateral lateral [4].

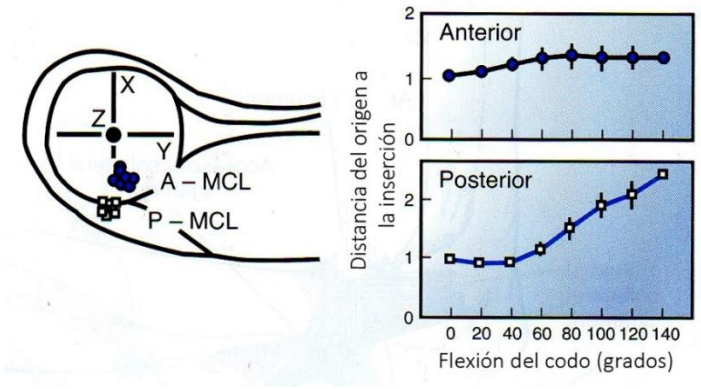


Figura 3.45: Inserción del ligamento colateral medial [4].

La estabilidad en valgo se reparte equitativamente entre el ligamento colateral medial, la cápsula articular y la articulación ósea en extensión completa, mientras que en flexión a 90º, la contribución de la cápsula pasa al ligamento, que ahora proporcionará un 55% de la estabilidad aproximadamente.

La estabilidad en varo la llevan a cabo principalmente la cápsula articular (32%) y la articulación (55%), mientras que el ligamento colateral radial sólo aporta un 14%. En flexión a 90º es la articulación la que proporciona la mayor parte de la estabilidad (75%), mientras que la cápsula articular disminuye su aportación hasta el 13%, siendo el porcentaje restante soportado por el ligamento.

En cuanto a la estabilidad posterolateral, se origina principalmente en la cápsula articular (85%), repartiéndose el resto entre los ligamentos, para extensión. En flexión a 90º, sin embargo, la cápsula no ofrece prácticamente ninguna estabilidad (8%), mientras que el

ligamento colateral medial es el principal encargado de la misma (78%), siendo el resto soportado por el ligamento colateral radial.

La contracción y extensión de los músculos que cruzan el codo crea fuerzas en los huesos de la articulación: húmero, cúbito y radio. Estas fuerzas, que se encuentran en equilibrio, funcionan como estabilizadores dinámicos o activos de la articulación. Las mayores fuerzas se han observado en el húmero distal en posición cercana a la extensión total. Se ha descubierto que la aportación de estos estabilizadores activos es mayor en supinación.

3.4.3.1.3 Fuerzas

Diversos estudios llevados a cabo en la segunda mitad del siglo pasado pusieron de manifiesto información interesante relativa a las fuerzas que se generan en el codo, así como su transmisión.

De la fuerza longitudinal recibida, un 43% es transmitida a través de la articulación humerocubital y un 57% a través de la humerorradial. La transmisión de fuerzas a través de la cabeza del radio (articulación humerorradial) es mayor cuando el antebrazo se encuentra flexionado entre 0 y 30º, y es mayor en pronación que en supinación. En extensión, esta fuerza disminuye del 23% del total de la fuerza en posición neutra al 6% en supinación total. En cuanto al cúbito, recibe un 93% de la fuerza axial en alineamiento varo, pero sólo un 12% en valgo.

Durante el levantamiento de peso, la fuerza resultante en la articulación humerocubital varía entre 1 y 3 veces el peso corporal (W) del individuo, aproximadamente. La dirección de la fuerza resultante en la articulación varía en función del grado de flexión (Fig. 3.46).

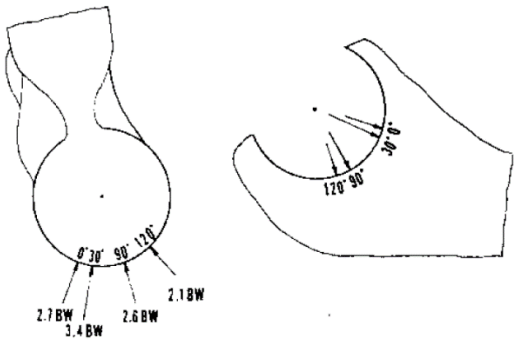


Figura 3.46: Variación de la fuerza en la articulación humerocubital [8].

Los esfuerzos en la cavidad sigmoidea mayor del cúbito (allá donde articula con la tróclea) varían con la dirección y magnitud de la fuerza de compresión. Cuando dicha fuerza se dirige al centro de la superficie articular, los esfuerzos se distribuyen de forma uniforme por toda la superficie (Fig. 3.47 A). Si la dirección de la fuerza es otra, más orientada hacia los extremos, la superficie que la soporta es menor, los esfuerzos mayores y la distribución no uniforme (Fig. 3.47 B).

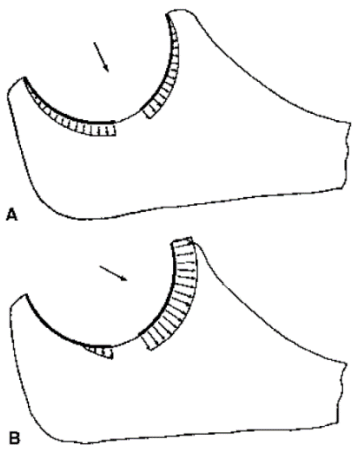


Figura 3.47: Esfuerzos en la cavidad sigmoidea mayor del cúbito [8].

En el punto de eficacia máxima, con el codo flexionado 90º, no solo la fuerza de flexión es máxima, sino que las fuerzas resultantes en el codo se reducen.

Cálculo

Para el cálculo de las fuerzas de reacción en el codo, tanto en situaciones estáticas como dinámicas, deben realizarse ciertas simplificaciones, pues son numerosos los músculos que actúan. En el ejemplo se calcularán de forma sencilla, mediante equilibrio, las fuerzas en la flexión del codo a 90º, solo con el peso propio y sujetando un objeto en la mano. Por la posición del codo podemos suponer que los músculos principales serán el braquial y el bíceps. La fuerza producida por dichos músculos se transmite por los tendones y será perpendicular al eje longitudinal del antebrazo.

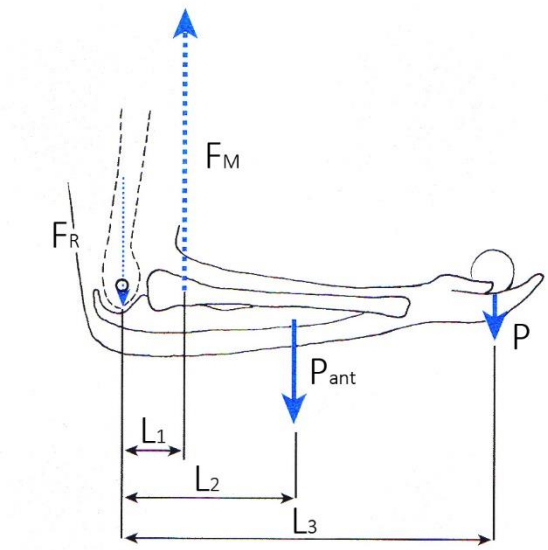


Figura 3.48: Fuerzas en el antebrazo sujetando un peso P [4].

Fuerza producida por los músculos: F_M

Peso propio del antebrazo: P_{ant}

Peso del objeto sujetado: P

Fuerza de reacción en la articulación: F_R

Distancia entre la inserción de los tendones y el eje de rotación: L_1

Distancia entre el punto de aplicación del peso del antebrazo y el eje de rotación: L_2

Distancia entre la palma de la mano y el eje de rotación: L_3

En ambos casos vamos a aproximar L_1=5cm, L_2=13cm, L_3=30cm, P_{ant}=20N

El peso del antebrazo se ha aproximado como el 2,5% del peso corporal de una persona de 80kg.

g=10m/s^2

Caso 1: solo peso propio

$$\sum M = 0 \rightarrow L_2 \times P_{ant} - L_1 \times F_M = 0 \rightarrow F_M = \frac{L_2 \times P_{ant}}{L_1} = \frac{13 \times 20}{5} = 52N$$

$$\sum F_V = 0 \rightarrow -F_R + F_M - P_{ant} = 0 \rightarrow F_R = F_M - P_{ant} = 52 - 20 = 32N$$

Caso 2: sujetando un objeto de 1kg

$$\sum M = 0 \rightarrow L_3 \times P + L_2 \times P_{ant} - L_1 \times F_M = 0 \rightarrow F_M = \frac{L_3 \times P + L_2 \times P_{ant}}{L_1} = \\ = \frac{30 \times 10 + 13 \times 20}{5} = 112N$$

$$\sum F_V = 0 \rightarrow -F_R + F_M - P_{ant} - P = 0 \rightarrow F_R = F_M - P_{ant} - P = 112 - 20 - 10 = 82N$$

También puede plantearse otro modelo diferente, en el que la fuerza muscular (f) es fija. Para ello, se van a tener en cuenta cuatro músculos principales (bíceps, braquial, braquiorradial y extensor radial largo del carpo), sus lugares aproximados de inserción con el húmero (L_H es la distancia del centro de rotación a la inserción en el húmero) y con el antebrazo (L_F es la distancia del centro de rotación a la inserción con el antebrazo, ya sea cúbito o radio) y el ángulo que forman con la horizontal (Θ) en la posición a 90º.

Músculo	L_H (cm)	L_F (cm)	Sección (cm^2)	Θ (º)	Se inserta en
1. Bíceps	31	8	12,3	76	Radio
2. Braquial	10	5	13	63	Cúbito
3. Braquiorradial	8	24	2,9	18	Radio
4. Extensor radial largo del carpo	3	25	3,6	7	Radio

Tabla 3.2: Puntos de inserción y otras características de los cuatro músculos principales de la flexión [1].

El bíceps realmente no se inserta en el húmero y por ello la distancia al punto de inserción se supondrá de 31cm, justo en lo alto del húmero, cuya longitud se tomará de 32cm. El extensor radial, por su parte, tampoco se inserta en el radio, sino en la muñeca, por lo que la distancia L_F será de 25cm, siendo la longitud del radio de 24cm. Además, se asume que el peso sujetado actúa a 6cm del final del radio, lo que correspondería aproximadamente a la mitad de la palma. Esto implica que el peso soportado, W, actuará a una distancia L_T=31cm.

Por otro lado, el antebrazo se supondrá en supinación y por supuesto, el eje de rotación se supone fijo. Estará a 1cm a la izquierda de la superficie articular del radio y 1cm por encima del extremo distal del húmero.

De este modo, se puede plantear un modelo sencillo del antebrazo (Fig. 3.49), como una viga con un apoyo fijo en su extremo izquierdo, siendo JRF_x y JRF_y las fuerzas de reacción resultantes horizontal y vertical, respectivamente.

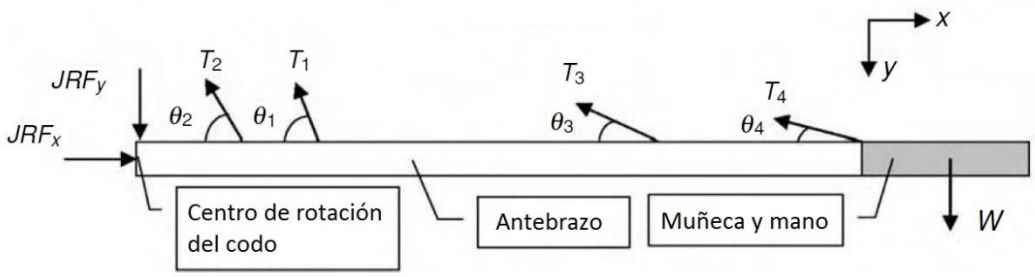


Figura 3.49: Diagrama del antebrazo [1].

Sin tener en cuenta el peso propio del antebrazo, en una primera aproximación, podemos plantear equilibrio de momentos en el centro de rotación. Para ello se necesita la fuerza por unidad de área que son capaces de ejercer los músculos, f, que se supondrá igual para todos ellos. Los valores de f obtenidos por diferentes autores oscilan alrededor de los 20N/cm^2 y ese será el valor que se tomará:

$$f \times \sum_{i=1}^{4} L_{F_i} \times A \times sen\theta_i = W \times L_T$$

Con todos los datos disponibles podemos resolver la ecuación, obteniendo un peso W=120,1N, es decir, unos 12,25kg. Este peso origina un momento en el codo de unos 37,2Nm. Sin embargo, este valor resulta muy pequeño en comparación con estudios experimentales llevados a cabo por diferentes autores, que obtuvieron valores entre los 60 y los 90Nm. Esto es debido a las simplificaciones realizadas: consideramos que solo actúan cuatro músculos, tomamos el valor f como igual y constante para todos los músculos y despreciamos el peso propio, además de las pequeñas variaciones posturales entre el modelo y los experimentos.

Teniendo en cuenta el peso propio actuando en el punto medio del antebrazo (P=20N, L_F=12cm):

$$f \times \sum_{i=1}^{4} L_{F_i} \times A \times sen\theta_i = W \times L_T + P \times L_F$$

Obtenemos un peso de W=112,36N o un momento de 34,831N. Esto es, el peso W que puede soportar el antebrazo sería ligeramente menor.

Para calcular las fuerzas de reacción en el codo basta con plantear equilibrio de fuerzas verticales:

$$JRF_y = \sum_{i=1}^{4} f \times A \times sen\theta_i - W = 377,6\ N$$

Y si tenemos en cuenta el peso propio del antebrazo:

$$JRF_y = \sum_{i=1}^{4} f \times A \times sen\theta_i - W - P = 357,6\ N$$

Por equilibrio de las fuerzas horizontales, JFR_x=304,3N.

Ambos modelos nos dan resultados diferentes. Esto es porque la fuerza muscular es distinta en ambos: en el primero es función del peso soportado y en el segundo es un valor predeterminado.

Para el segundo modelo se calculan también los momentos a lo largo del antebrazo, quedando el diagrama de la Figura 3.50.

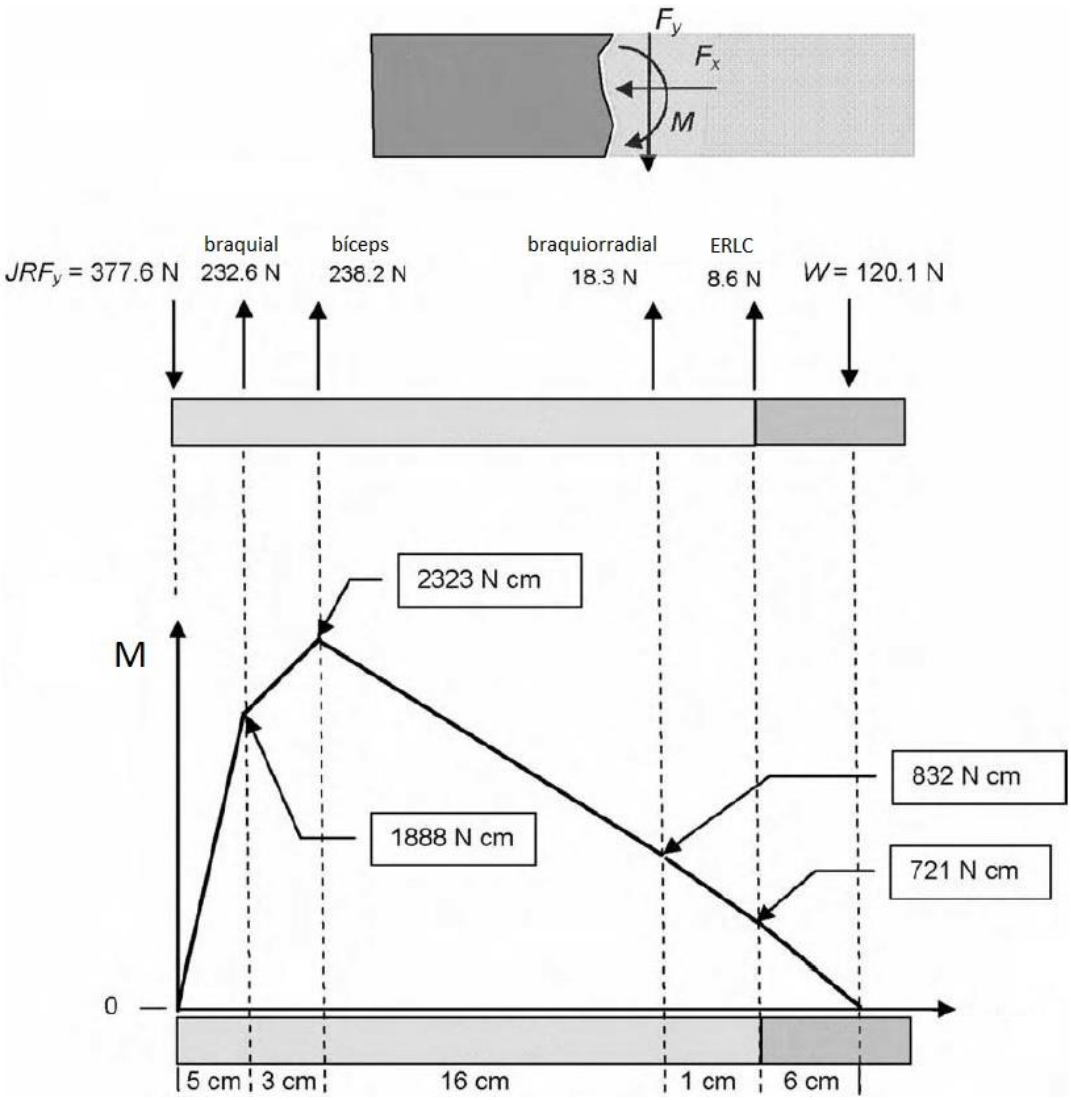


Figura 3.50: Diagrama de momentos en el antebrazo [1].

4 DISEÑO

Para obtener un diseño a partir de una idea se debe plantear un objetivo claro en primer lugar. Después se planificará y aclarará el objetivo, definiendo el propósito del producto y elaborando una lista de requisitos o especificaciones de diseño que debe cumplir. Para generar las soluciones existen numerosas herramientas que ayudan a generar ideas, potenciando la creatividad, como por ejemplo el “brainstorming” o tormenta de ideas. En este proyecto, tras concebir algunas ideas iniciales, se utilizará la matriz TRIZ, un método sistemático que permite obtener soluciones innovadoras identificando y solucionando contradicciones.

4.1 Objetivo

El objetivo es diseñar un producto que, al mismo tiempo que inmoviliza el antebrazo en una posición relativa respecto al brazo, permita soportar un cierto peso, tal que el trabajo que realicen los músculos se reduzca en gran medida. La posición del antebrazo debe ser adaptable a las necesidades del individuo. La posición relativa del antebrazo podrá no ser perfectamente fija, sino con una pequeña amplitud de movimiento de ciertos grados, tal que el individuo pueda realizar pequeños movimientos hacia arriba y hacia abajo respecto a la posición central.

4.2 Lista de requisitos

- Cómodo de llevar: funcional y ligero.
- Fácil de quitar y poner.
- Desmontable.
- Ajustable a diferentes longitudes y grosores de brazo.
- Fabricable y montable.
- De material adecuado para el contacto continuo con la piel (biocompatible). Debe ser antialérgico: aquellos componentes en contacto con la piel no deben contener látex, DEHP (di(2-etilhexil) ftalato) ni PVC (policloruro de vinilo).

4.3 Método TRIZ: resolución de problemas de inventiva

La matriz TRIZ (Teoría de Resolución de Problemas de Inventiva) es un método sistemático que pretende facilitar la creación de soluciones innovadoras a un problema aumentando la creatividad. Fue desarrollado en 1946 por Genrich Altshuller con el objetivo de definir un proceso de pasos a seguir en toda nueva invención, al darse cuenta de que existían grandes similitudes en los problemas de distintas industrias y ramas que podían solucionarse de manera parecida. De hecho, muchos de los problemas que surgen durante el diseño de nuevos productos ya han sido resueltos antes. Altshuller busca eliminar las contradicciones que se producen cuando mejoramos ciertos aspectos, que empeoran otros, tal que no tengamos que conformarnos con una solución de compromiso, renunciando a la mejor solución, por la existencia de dichas contradicciones. Así, con este método:

1. Se formula la mejora o solución en términos de 39 parámetros ingenieriles.
2. Se detectan los efectos indeseables que una mejora puede generar en otros parámetros.
3. En la tabla de contradicciones se identifican los principios inventivos (40) que permitan mejorar un parámetro sin perjudicar al otro.

Los parámetros ingenieriles son:

1. Peso del objeto móvil.
2. Peso del objeto estacionario.
3. Longitud del objeto móvil.
4. Longitud del objeto estacionario.
5. Área del objeto móvil.
6. Área del objeto estacionario.
7. Volumen del objeto móvil.
8. Volumen del objeto estacionario.
9. Velocidad.
10. Fuerza.
11. Presión o tensión.
12. Forma.
13. Estabilidad de la composición.
14. Resistencia.
15. Duración de la acción (vida útil) del objeto móvil.
16. Duración de la acción (vida útil) del objeto estacionario.
17. Temperatura.
18. Intensidad de iluminación.
19. Energía consumida por el objeto móvil.
20. Energía consumida por el objeto estacionario.
21. Potencia.
22. Pérdida de energía.
23. Pérdida de material.

24. Pérdida de información.

25. Pérdida de tiempo.

26. Cantidad de sustancia.

27. Fiabilidad.

28. Precisión de medida.

29. Precisión de fabricación.

30. Factores externos perjudiciales para el objeto.

31. Factores internos perjudiciales para el objeto.

32. Facilidad de fabricación.

33. Facilidad de manejo.

34. Facilidad de reparación.

35. Adaptabilidad o versatilidad.

36. Complejidad del objeto.

37. Dificultad para detectar y medir.

38. Nivel de automatización.

39. Productividad.

Con los 39 parámetros se construye la matriz TRIZ de 39x39. En las filas se disponen los que mejoran y en las columnas los que empeoran. En la casilla que los relaciona se encuentran números que se corresponden con los principios inventivos que se proponen como solución, es decir, que conseguirían una mejora del parámetro de la izquierda sin empeorar el de arriba (Fig. 4.1).

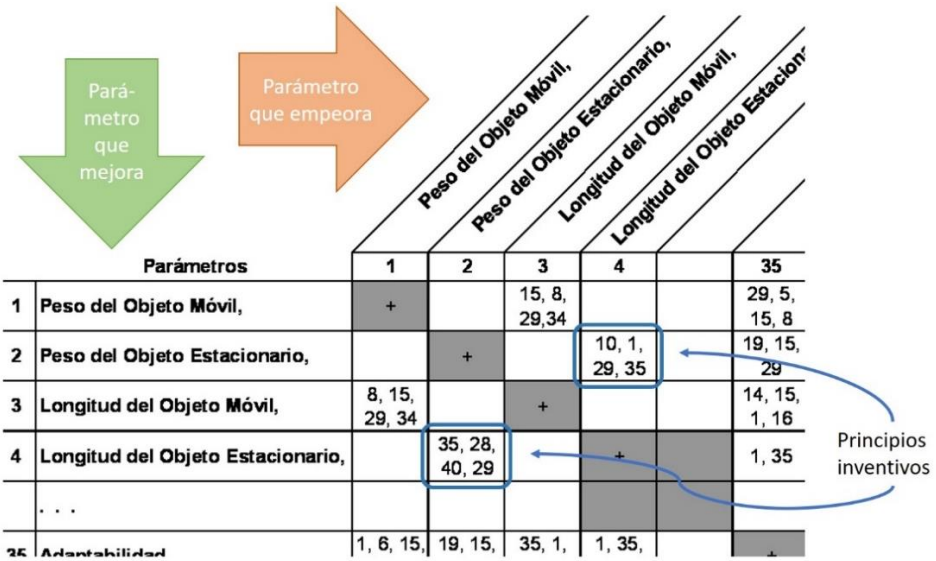


Figura 4.1: Funcionamiento de la matriz TRIZ.

Los principios inventivos son:

1. Segmentación: dividir el objeto en partes independientes.

2. Separación: retirar una parte del objeto.

3. Calidad local: utilizar una estructura no uniforme del objeto o el ambiente, hacer funcionar cada parte del objeto en las mejores condiciones para su cometido, hacer que cada parte del objeto cumpla una función diferente.

4. Asimetría: cambiar la forma simétrica de un objeto por una forma asimétrica, o si ya es asimétrico, incrementar el grado de asimetría.

5. Combinación: fusionar objetos o partes iguales para realizar operaciones paralelas o juntar operaciones en el tiempo.

6. Universalidad o multifuncionalidad: una parte del objeto o sistema realiza funciones múltiples, tal que se eliminan partes manteniendo las funciones.

7. Anidación: colocar un objeto dentro de otro o pasar una parte por la cavidad de otra.

8. Contrapeso: compensar el peso de un objeto combinándolo con otros que le den elevación o haciéndolo interactuar con un ambiente que le provea de fuerza aerodinámica, hidrodinámica o similar.

9. Acción previa contraria: antes de que esté expuesto al factor nocivo, someter el objeto a una acción contraria a dicho factor, tal que lo compense.

10. Acción previa: realizar un cambio antes de que sea necesario porque se prevé que será necesario, crear condiciones que prevengan al objeto de factores nocivos.

11. Protección previa o compensación anticipada: preparar medios para compensar la baja fiabilidad del objeto.

12. Equipotencialidad: limitar los cambios de posición en un campo potencial, por ejemplo, eliminar la necesidad de levantar y bajar objetos en un campo de gravedad.

13. Inversión: invertir las acciones utilizadas para solucionar el problema, hacer partes fijas del objeto móviles y al contrario.

14. Esfericidad: utilizar partes curvas en lugar de lineales, movimiento rotatorio, fuerzas centrífugas…

15. Dinamicidad: volver un objeto fijo en movible, dividirlo en pates con movimiento relativo entre ellas, permitir que las características del objeto, sistema, ambiente o proceso puedan cambiar para adaptarse a las condiciones de operación.

16. Acción parcial o excesiva: si no se puede llevar a cabo una acción, reformular el problema para abarcar ligeramente más o ligeramente menos.

17. Cambio dimensional: considerar el movimiento en el espacio, reorganizar los objetos para conseguir un arreglo múltiple de objetos, inclinar el objeto o usar otro lado de un área dada.

18. Vibración mecánica: hacer vibrar u oscilar el objeto, aumentar su frecuencia de vibración, utilizar su frecuencia de resonancia, utilizar vibradores piezoeléctricos en

lugar de mecánicos o combinar oscilaciones del campo ultrasónico y del electromagnético.

19. Acción periódica: utilizar acciones periódicas o pulsatorias en lugar de una continua, o si ya es periódica, cambiar su magnitud o frecuencia o utilizar las pausas para realizar una acción diferente.

20. Continuidad de la acción útil: hacer que todas las partes del objeto trabajen continuamente, eliminar todas las partes que no realizan un trabajo.

21. Rapidez o salto: llevar a cabo un proceso o alguna etapa perjudicial a alta velocidad.

22. Volver lo nocivo en un bien: utilizar factores dañinos o perjudiciales para obtener efectos positivos, neutralizar una acción dañina con otra dañina o amplificar un factor nocivo hasta el punto de que deje de serlo.

23. Retroalimentación: introducir la realimentación o si ya se usa, cambiar su magnitud o influencia.

24. Intermediario: utilizar un objeto o proceso intermedio, fusionar temporalmente dos objetos pero que sean fácilmente separables.

25. Autoservicio: hacer que un objeto sea útil para sí mismo realizando funciones auxiliares, utilizar todos los recursos para mejorar el sistema.

26. Uso de copias: utilizar copias simples y baratas de un objeto que no esté disponible o sea demasiado costoso o frágil, o sustituir un objeto, sistema o proceso por copias ópticas, infrarrojas o ultravioletas.

27. Corta vida barata en vez de larga vida costosa: reemplazar un objeto caro con muchos baratos que puedan cumplir la misma función.

28. Reemplazo de principio mecánico: sustituir medios mecánicos por otros como ópticos, acústicos, térmicos…

29. Neumática e hidráulica: utilizar gases o líquidos como partes del objeto o sistema en lugar de partes sólidas.

30. Cubiertas flexibles y películas delgadas: utilizar éstas en lugar de estructuras tridimensionales, o utilizarlas para aislar el objeto o alguna de sus partes del ambiente.

31. Material poroso: hacer objetos porosos o agregarles elementos porosos, o si ya lo son, utilizar estos poros para introducir una sustancia o función útil.

32. Cambio de color: cambiar el color o la transparencia de un objeto o su entorno.

33. Homogeneidad: hacer los objetos que interactúan del mismo material o de materiales con propiedades idénticas.

34. Desechar y recuperar: descartar disolviendo o evaporando las partes del objeto que ya hayan cumplido su función, restaurar las partes consumibles de un objeto.

35. Cambio de parámetros: cambiar el estado de agregación, la concentración, la consistencia, el grado de flexibilidad o la temperatura del objeto.

36. Transiciones de fase: utilizar fenómenos físicos que están asociados a cambios de fase.

37. Expansión térmica: utilizar la expansión térmica de los materiales o si ya se utiliza, utilizar materiales con coeficientes de expansión térmica diferentes.

38. Fuertes oxidantes: sustituir aire corriente con aire rico en oxígeno o incluso con oxígeno puro, exponer el aire o el oxígeno a radiación de ionización, utilizar oxígeno ionizado o sustituirlo por ozono.

39. Atmósfera inerte: utilizar gases inertes en lugar de aire o añadir partes neutras o aditivos al objeto.

40. Materiales compuestos: utilizar materiales compuestos.

Cada uno de estos principios inventivos será solución de un cierto número de contradicciones.

Para crear la matriz de forma sencilla y ordenada, en primer lugar, se colocan las filas y columnas y se identifican las contradicciones existentes con una X (Fig. 4.2). Después, las cruces serán sustituidas por los principios inventivos que solucionen el problema.

La matriz TRIZ, como método general que es, incluye los 39 parámetros ingenieriles, pero no todos son de aplicación para todos los objetos o sistemas. Para este proyecto se descartarán muchos de ellos, como por ejemplo la intensidad de iluminación (18), la pérdida de información (24) o la productividad (39). Así pues, eliminando todos los parámetros que carecen de utilidad, queda una matriz 27x27. Trabajar con esta matriz puede ser todavía muy tedioso, además de complicado. Por ello es importante centrarse en ciertos parámetros concretos que se quieran mejorar.

Parámetro que empeora / Parámetro que mejora	1	2	3	4	5	6	7	8	10	11	12	13	14	15	16	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37
1. Peso del objeto móvil.									x	x		x	x	x	x	x							x		x		
2. Peso del objeto estacionario.									x	x		x	x	x	x	x							x		x		
3. Longitud del objeto móvil.	x						x				x					x						x	x		x	x	
4. Longitud del objeto estacionario.		x			x			x			x					x						x	x		x	x	
5. Área del objeto móvil.											x					x							x		x		
6. Área del objeto estacionario.											x					x							x		x		
7. Volumen del objeto móvil.	x										x					x						x	x		x		
8. Volumen del objeto estacionario.		x									x					x						x	x		x		
10. Fuerza.	x	x					x	x		x					x								x				
11. Presión o tensión.	x	x			x	x	x	x	x																		
12. Forma.											x											x		x	x	x	
13. Estabilidad de la composición.	x	x					x	x				x										x			x	x	
14. Resistencia.	x	x			x	x	x	x					x												x	x	
15. Duración de la acción (vida útil) del objeto móvil.														x						x	x						
16. Duración de la acción (vida útil) del objeto estacionario.															x					x	x						
26. Cantidad de sustancia.									x	x	x	x	x			x											
27. Fiabilidad.																	x								x	x	
28. Precisión de medida.		x									x							x				x				x	
29. Precisión de fabricación.											x	x							x			x				x	x
30. Factores externos perjudiciales para el objeto.																				x					x		
31. Factores internos perjudiciales para el objeto.																					x	x				x	
32. Facilidad de fabricación.											x	x	x									x			x		
33. Facilidad de manejo.									x	x			x										x			x	
34. Facilidad de reparación.											x													x			
35. Adaptabilidad o versatilidad.																						x			x		
36. Complejidad del objeto.												x														x	
37. Dificultad para detectar y medir.											x																x

Figura 4.2: Matriz TRIZ con x.

Así, no se buscarán los principios inventivos de todas y cada una de las contradicciones que existen, sino que solo se hará para aquellos parámetros que se hayan planteado mejorar. El objetivo a conseguir será que el sistema tenga una alta resistencia, pero con un peso bajo. Existe una contradicción entre ambos parámetros, pues para obtener una mayor resistencia el material suele ser más pesado, o la sección mayor, aumentando el volumen y, por tanto, para el mismo material, el peso. Para encontrar una solución a esta contradicción entraremos en la fila de la matriz correspondiente a la resistencia, que es aquello que queremos mejorar, y en las columnas del peso, que es lo que empeora (Fig. 4.3).

Parámetro que mejora \ Parámetro que empeora	1	2	3	4
1. Peso del objeto móvil				
2. Peso del objeto estacionario				
3. Longitud del objeto móvil	X			X
4. Longitud del objeto estacionario		X		
5. Área del objeto móvil				
6. Área del objeto estacionario				
7. Volumen del objeto móvil	X			
8. Volumen del objeto estacionario		X		
10. Fuerza	X	X		
11. Presión o tensión	X	X		
12. Forma				
13. Estabilidad de la composición	X	X		
14. Resistencia	13,14,8, 28,1	1,13,2, 10,35		
15. Duración de la acción (vida útil) del objeto móvil				

Figura 4.3: Principios inventivos de la contradicción estudiada.

Como solución a estas contradicciones se nos proponen varias soluciones, ordenadas según prioridad:

- Para el peso del objeto móvil, las soluciones son la inversión, la esfericidad, el contrapeso, la sustitución de sistemas mecánicos y la segmentación.

- Para el peso del objeto estacionario, los principios inventivos a aplicar serían la segmentación, la inversión, la extracción, la acción previa y el cambio de parámetros.

De cada solución deben surgir ideas de aplicación. También habrá soluciones que no sean de aplicación en este caso concreto.

- Inversión: para el objeto que estamos diseñando, ni convertir partes móviles en fijas y viceversa ni voltearlo supondría una reducción del peso global del sistema. Además, no tendría sentido para el movimiento que se busca.

- Esfericidad: se utilizarán formas curvas tal que sea necesario la menor cantidad de material posible.

- Contrapeso: colocar contrapesos en este caso no sería posible, ni tampoco utilizar agentes externos o fenómenos aerodinámicos que cumplan esa función.

- Sustitución de sistemas mecánicos: podría utilizare un campo magnético creado por dos imanes que se repelen en lugar de un elemento mecánico, como un muelle. Sin embargo, es muy probable que el peso de los imanes supere al de los muelles, sobre todo si son de buena calidad. Además, su precio sería más elevado.

- Segmentación: el sistema constará de varias partes diferenciadas fácilmente montables y desmontables.

- Extracción: el sistema ofrecerá una sola función, de modo que todas las partes que lo componen sean necesarias, sin piezas adicionales que no estén siempre en funcionamiento. En caso de incluir varias funciones, es importante que las piezas que no están siempre en uso puedan ser desmontables.

- Acción previa: esta solución no aporta nada de utilidad en este caso concreto.

- Cambio de parámetros: cambiar el estado de agregación, la temperatura o la presión del objeto no tendría sentido para este caso. Sin embargo, cambiar la composición, es decir, el material, por uno más ligero (por ejemplo, sustituir el acero por el titanio, de resistencia parecida y peso mucho menor), sería una buena solución para reducir el peso del sistema.

4.4 Diseño de la articulación

Teniendo en cuenta la lista de requisitos y las soluciones propuestas en la matriz TRIZ, se buscará el diseño más adecuado para el objetivo que se quiere conseguir. Lo ideal sería una órtesis que se adaptase al peso que el individuo deba soportar: cuando no sujete ningún objeto, que no oponga resistencia al movimiento dentro del ángulo permitido y a medida que aumente el peso del objeto sujetado, oponga más resistencia hasta prácticamente comportarse como un empotramiento, dejando fijos brazo y antebrazo tal que la fuerza muscular sea nula. Así pues, es necesario estudiar tres situaciones:

- Giro libre.

- Posición fija.

- Giro auxiliado

Para finalmente tratar de combinar lo mejor posible las tres en el diseño final.

4.4.1 Giro libre

En el primer caso, son los músculos los que desarrollan la fuerza que soporta tanto el peso propio del antebrazo, como aquel que se esté sujetando. Esto sería equivalente a un brazo sin ningún sistema de apoyo, como el visto en el apartado 3.4.3.1.3. Únicamente la representación del peso propio del antebrazo se cambiará, pasando de puntual en el centro de gravedad a distribuida uniformemente por todo el antebrazo.

Se representa el antebrazo como una viga que soporta una carga distribuida (q, el peso propio del antebrazo) y una carga puntual (P, el peso que se quiera sujetar) y que se apoya en un

apoyo móvil en el extremo contrario al de aplicación de la carga puntual. La fuerza que desarrollan los músculos se representa con F, y por supuesto irá en sentido contrario a las cargas aplicadas. En el apoyo surge una fuerza de reacción R.

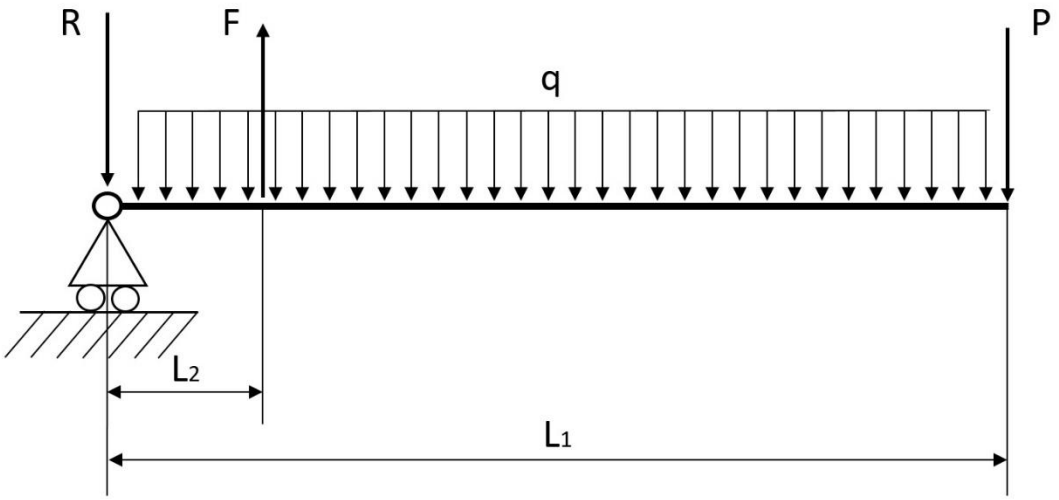


Figura 4.4: Viga que representa el antebrazo con giro libre.

Planteando equilibrio de fuerzas verticales y de momentos en el apoyo se pueden calcular fácilmente las dos incógnitas: F y R.

$$\sum M = 0 \rightarrow P \times L_1 + q \times L_1 \times \frac{L_1}{2} - F \times L_2 = 0 \rightarrow F = \frac{P \times L_1 + q \times L_1 \times \frac{L_1}{2}}{L_2}$$

$$\sum F_V = 0 \rightarrow R + P + q \times L_1 - F = 0 \rightarrow R = F - P - q \times L_1$$

Los valores de L_1, L_2 y q varían entre individuos, como es lógico. Por ello se van a tomar los valores medios aproximados que ya se utilizaron en el apartado 3.4.3.1.3: L_1=0,3m, L_2=0,05m, q=6,6kg/m≈65N/m.

Se calculan F y R para varias cargas diferentes: 1kg, 5kg, 10kg y 20kg.

	1kg	5kg	10kg	20kg
F (N)	117,36	352,8	647,1	1235,7
R (N)	88,05	284,25	529,5	1020

Tabla 4.1: Fuerza muscular y de reacción para distintos pesos con giro libre.

Puede comprobarse que el valor obtenido para 1kg es muy cercano al que se obtuvo en el apartado 3.4.3.1.3, aunque ligeramente diferente al haber tomado en este caso g=9,81m/s^2 y el peso propio como carga uniformemente distribuida en lugar de puntual.

Cabe destacar que las fuerzas de reacción en el apoyo (codo) son mucho mayores que las cargas P soportadas.

4.4.2 Posición fija

Si el objetivo es fijar brazo y antebrazo en una posición concreta, tal que los músculos no trabajen, entonces lo que se obtendría es una viga en voladizo con las cargas P puntual y q uniformemente distribuida. Por supuesto, brazo y antebrazo se encuentran en una posición relativa a 90º, que es la más adecuada para soportar cargas.

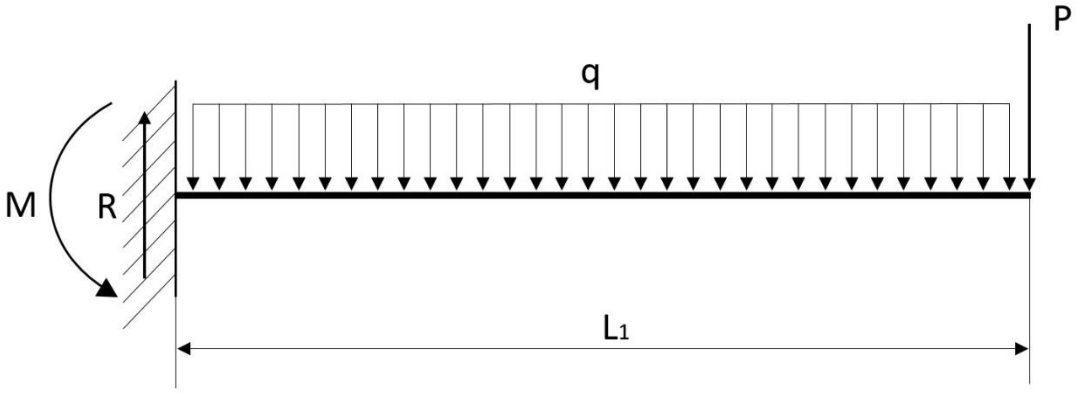


Figura 4.5: Viga que representa el antebrazo con posición fija.

$$\sum F_V = 0 \rightarrow R - P - q \times L_1 = 0 \rightarrow R = P + q \times L_1$$

$$\sum M = 0 \rightarrow P \times L_1 + q \times L_1 \times \frac{L_1}{2} - M = 0 \rightarrow M = P \times L_1 + q \times L_1 \times \frac{L_1}{2}$$

Con los valores: L_1=0,3m, q=6,6kg/m≈65N/m y g=9,81m/s^2 se calculan M y R para varias cargas (P) diferentes: 1kg, 5kg, 10kg y 20kg.

	1kg	5kg	10kg	20kg
M (Nm)	5,868	17,64	32,355	61,785
R (N)	29,31	68,55	117,6	215,7

Tabla 4.2: Fuerza muscular y de reacción para distintos pesos con posición fija.

4.4.2.1 Diseños propuestos

Para conseguir esta configuración, un sistema sencillo podría ser una placa a 90º que se acople con Velcro® a brazo y antebrazo, tal que los fije en esa posición (Fig. 4.6). Las ventajas de este sistema serían la sencillez y la eficacia. Sin embargo, es una órtesis muy poco adaptable y probablemente incómoda, que además sólo permitiría inmovilizaciones a 90º, lo que la hace poco versátil y reduce su utilidad.

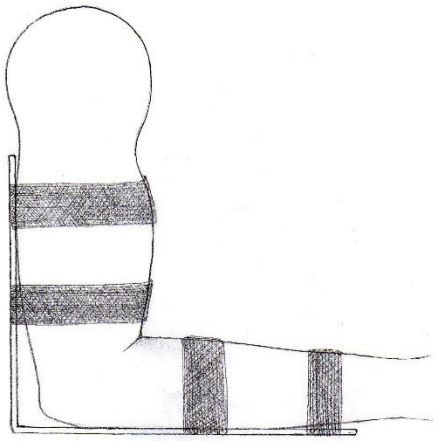


Figura 4.6: Primera propuesta para posición fija.

Otra opción que permitiría una mayor movilidad sería un sistema de dos piezas independientes para brazo y antebrazo, unidas por una articulación. En la parte exterior del codo ambas piezas chocarían entre sí, haciendo tope, tal que sea imposible la extensión. En la parte interior, sin embargo, no existen elementos que impidan la flexión, de forma que sería posible flexionar el brazo más de 90º. El acoplamiento al miembro superior también se realizaría con Velcro®. Aunque ligeramente más compleja que la placa, sigue siendo una órtesis muy sencilla y que además permite una mayor movilidad, lo que unido a su forma, más ajustada a la forma del miembro, hacen que la comodidad sea mayor. Por otro lado, la eficacia podría verse reducida.

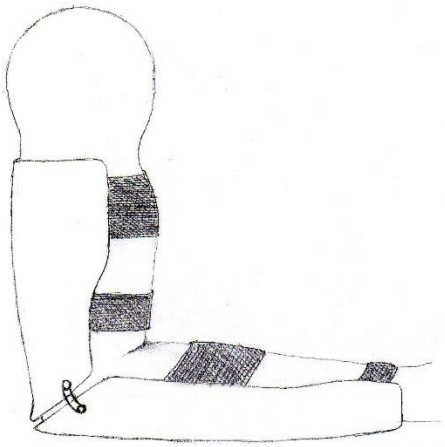


Figura 4.7: Segunda propuesta para posición fija.

4.4.3 Giro auxiliado

Por último, lo que se propone es el diseño de un mecanismo que permita el giro y a la vez dé apoyo al soporte de peso, es decir, que permita repartir la carga a sujetar entre el brazo y el propio mecanismo.

Para conseguir el reparto de fuerzas entre brazo y órtesis, se va a tomar como base el hecho de que varios resortes actuando en paralelo tienen la misma deformación, y por tanto la fuerza soportada por cada uno de ellos es proporcional a su constante elástica k (Fig. 4.8).

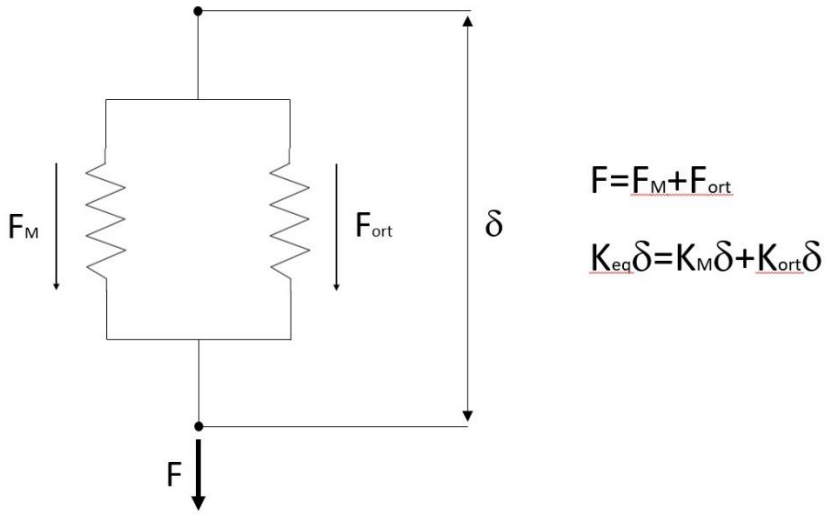


Figura 4.8: Resortes en paralelo.

Dado que los músculos pueden considerarse como muelles, pues el comportamiento viscoelástico no tiene influencia al ser una posición estática, se introducirán muelles mecánicos en la articulación para que soporten parte de la fuerza total, tal que la fuerza ejercida por los músculos del brazo se reduzca.

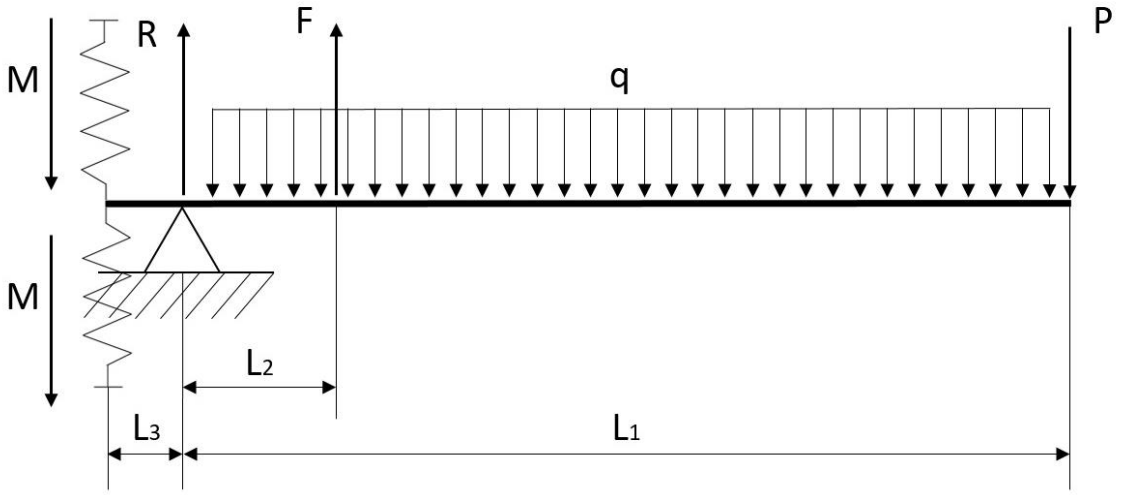


Figura 4.9: Viga que representa el antebrazo con giro auxiliado.

La fuerza que soportan los muelles será M y la que ejercen los músculos, F. Esta última es precisamente la que queremos reducir. Por ello se toman los valores de fuerza que existen cuando el giro es completamente libre (apartado 4.4.1) y se reducen progresivamente desde un 20% hasta un 80%, calculando en cada caso la fuerza en los muelles y la reacción en el apoyo. Pueden calcularse por equilibrio si asumimos que tanto el muelle de compresión (superior) como el inferior (tracción) ejercen la misma fuerza (M).

$$\sum M_{apoyo} = 0 \;\rightarrow\; F \times L_2 - P \times L_1 - q \times L_1 \times \frac{L_1}{2} + 2 \times M \times L_3 = 0 \;\rightarrow$$

$$\rightarrow M = \frac{q \times L_1 \times \frac{L_1}{2} + P \times L_1 - F \times L_2}{2 \times L_3}$$

$$\sum F_V = 0 \rightarrow 2\times M + P + q\times L_1 - R - F = 0 \rightarrow R = 2\times M + P + q\times L_1 - F$$

Teniendo en cuenta que L_3=0,02m y que el resto de valores se mantiene:

		-20%	-30%	-40%	-50%	-60%	-70%	-80%
P=1kg F=117,36	M(N)	29,34	44,01	58,68	73,35	88,02	102,69	117,36
	R(N)	-5,9	35,18	76,254	117,33	158,406	199,482	240,558
P=5kg F=352,8N	M(N)	88,2	132,3	176,4	220,5	264,6	308,7	352,8
	R(N)	-37,29	86,19	209,67	333,15	456,63	580,11	703,59
P=10kg F=647,1N	M(N)	161,78	242,66	323,55	404,44	485,33	566,21	647,1
	R(N)	-76,53	149,96	376,44	602,93	829,41	1055,9	1282,38
P=20kg F=1235,7N	M(N)	308,93	463,39	617,85	772,31	926,77	1081,24	1235,7
	R(N)	-155,01	277,485	709,98	1142,48	1574,97	2007,47	2439,96

Tabla 4.3: Fuerza del muelle y de reacción para distintos pesos y reducciones de fuerza muscular.

Como es lógico, cuanto más se reduce la fuerza muscular, mayor es la fuerza que deben ejercer los muelles. Es importante ser consciente de la gran fuerza de reacción que se crea en la articulación, sobre todo para objetos más pesados (20kg).

4.4.3.1 Diseños propuestos

Como primera aproximación, se ha diseñado la siguiente articulación.

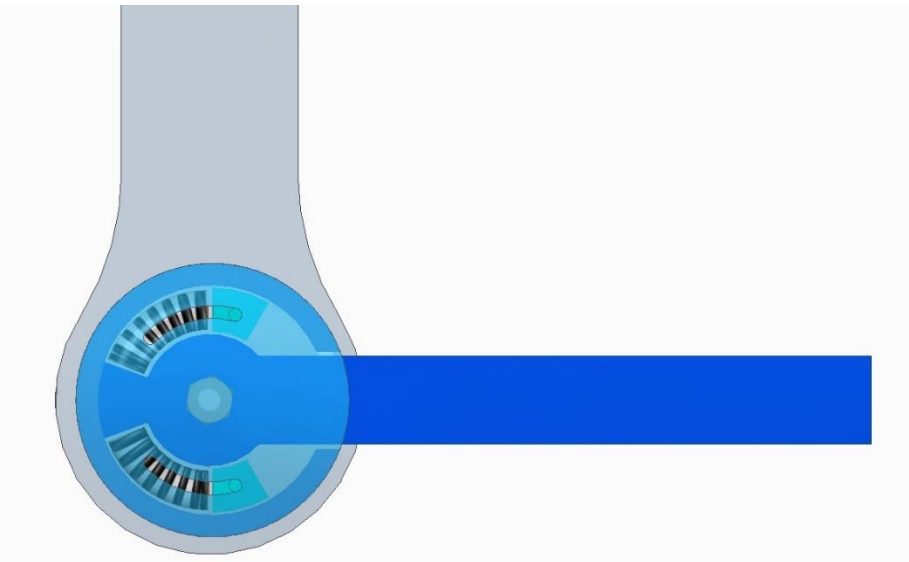


Figura 4.10: Primera propuesta de articulación.

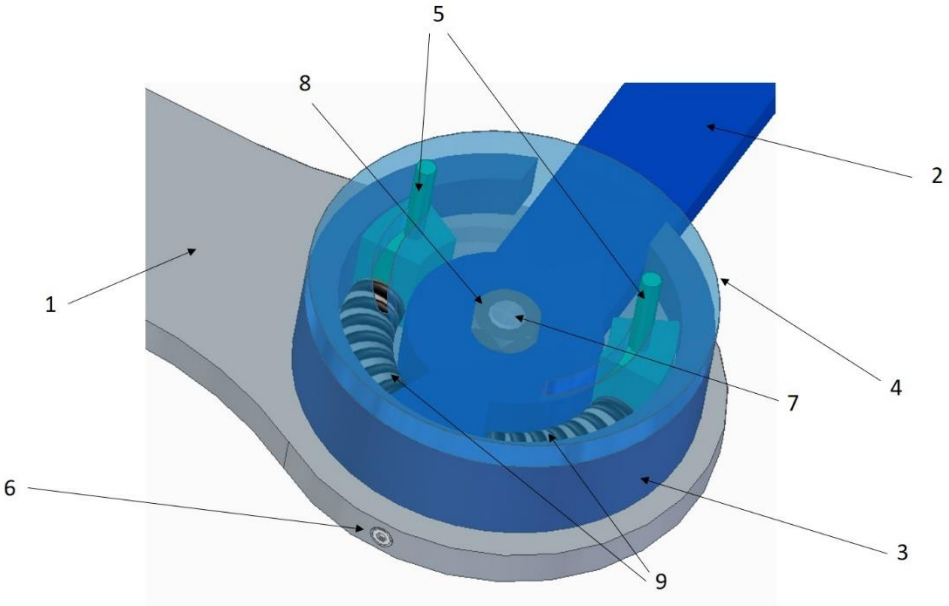


Figura 4.11: Primera propuesta de articulación: piezas.

Con ese diseño es posible regular la fuerza ejercida por los muelles moviendo las pequeñas piezas (5) que sobresalen de la tapa y que posteriormente se fijarían con tuercas. En las Figuras 4.10 y 4.11 se encuentran en la posición menos apretada: los muelles ofrecerán menos resistencia al movimiento. Esta posición es la que se mantendrá cuando no se quiera soportar ningún peso, de modo que la movilidad del brazo requiera poco esfuerzo. A medida que acercamos las piezas, los muelles estarán más comprimidos, de tal forma que será más difícil mover el antebrazo respecto al brazo, soportando así el peso. Entre las piezas 1 y 2 se encuentra una arandela para disminuir la fricción en el giro.

Las piezas 3 y 4 se fijan entre ellas con adhesivo. Aunque esta unión no sea desmontable, realmente no es necesario que lo sea para ajustar las diferentes posiciones de la articulación. En realidad, podrían ser una única pieza, pero se prefieren dos por facilidad de fabricación y montaje. También podrían unirse con pequeños tornillos, si se quisiese que fuera desmontable.

La pieza número 3 está encajada en la 1 (Fig. 11) y fijada con un tornillo M1,6 de cabeza Allen (6) a ésta para un mejor anclaje, aunque el motivo principal por el que no deben moverse una respecto a la otra es la fricción. La pieza debe poder sacarse y encajarse en distintas posiciones (1-4), tal que la posición relativa entre brazo y antebrazo no sea siempre 90º, a pesar de que esta sea la posición de mayor fuerza del miembro superior, para adaptarse a las necesidades reales del individuo o a su lesión, si la presenta. La posición principal (1) posiciona brazo y antebrazo a 90º, la posición 2 a 80º, la 3 a 110º y la 4, a 130º, siempre midiendo el ángulo por el interior.

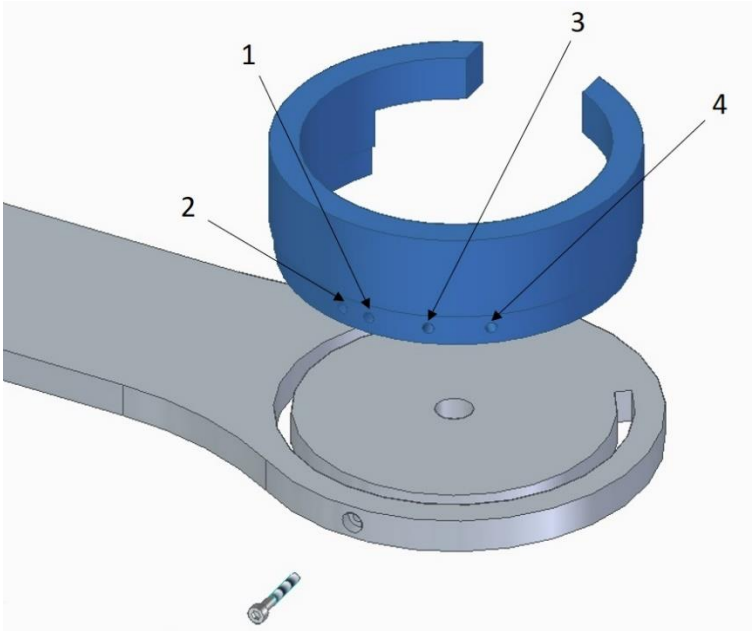


Figura 4.12: Inserción de la pieza 3 en la 1.

El mecanismo se basa en que cuando el individuo sujeta un peso, el antebrazo tiende a bajar por el lado de la mano. Por tanto, al otro lado de la articulación, la pieza 2 subirá, como una palanca, y para ello tiene que comprimir el muelle superior y traccionar el inferior. Cuanta más resistencia oponga el muelle, más fijo queda el mecanismo, acercándose al empotramiento del caso 2.

El inconveniente de este diseño es precisamente ajustar la compresión de los muelles, pues para hacerlo es necesaria bastante fuerza por parte del propio individuo o de una tercera persona que lo asista.

Por ello se piensa una alternativa que permita ajustar la k de los muelles sin tener que realizar apenas esfuerzo. Se basará en la longitud del muelle: cuanta menos longitud útil tenga, menos margen para comprimirse o tensarse tiene, y por tanto menos libertad de movimiento existe entre las piezas principales (1 y 2) de la articulación, es decir, más se acerca a un empotramiento (caso 2).

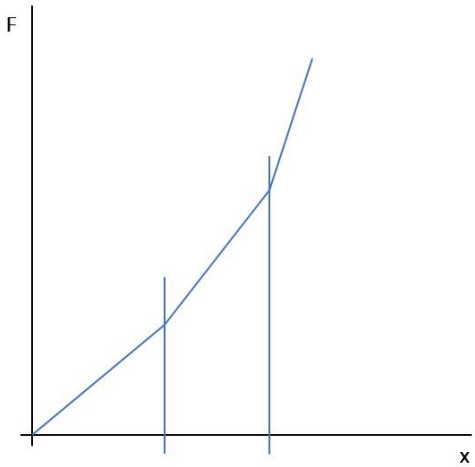


Figura 4.13: Constante k.

Para ello se ha ideado el sistema de la Figura 4.14, que también incluye algunas mejoras respecto al anterior, solventando algunas de las deficiencias que se apreciaron en el prototipado (apartado 4.8).

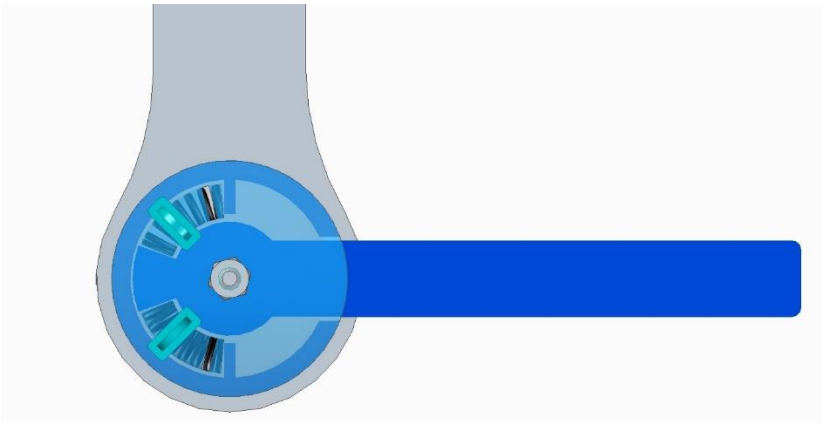


Figura 4.14: Segunda propuesta de articulación.

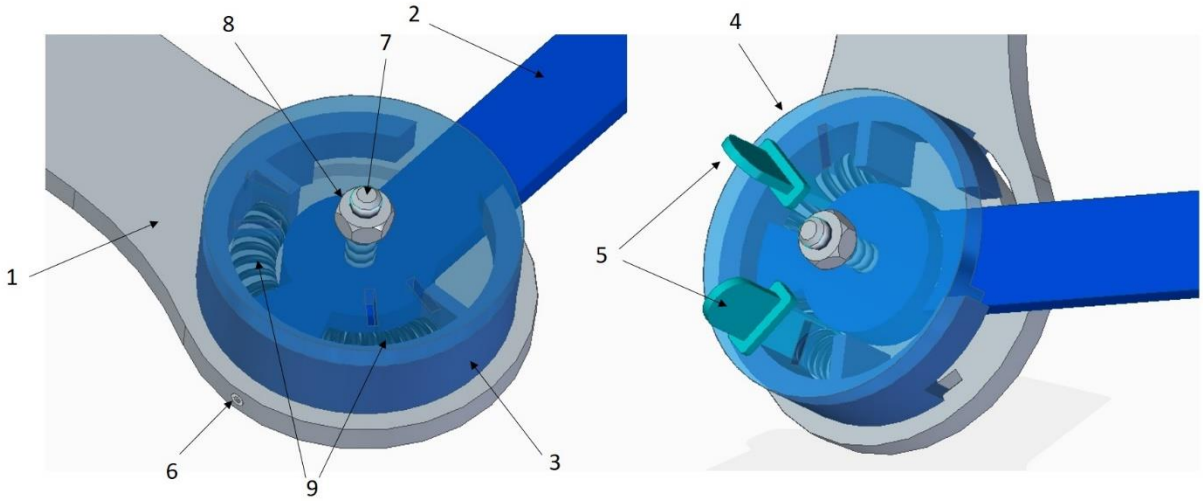


Figura 4.15: Segunda propuesta de articulación.

Una vez más, entre las piezas 1 y 2 se sitúa una arandela (pieza 10). El mecanismo de unión entre las piezas 1 y 3 sigue siendo el mismo (Fig. 4.12).

Sin las piezas número 5 (Fig. 4.15 izda.), la longitud de los muelles es la máxima posible, de modo que es la posición en la que menos resistencia ofrecen. Al insertar las piezas 5 en las ranuras 1 y 2, más cercana y más lejana a los salientes de la pieza 3, respectivamente (Fig. 4.16), acortamos la longitud del muelle, aumentando su k. Esto es, pueden aguantar mayor fuerza para la misma deformación o se deformarán menos para la misma fuerza aplicada. Esto permite que el mecanismo se acerque más a un empotramiento.

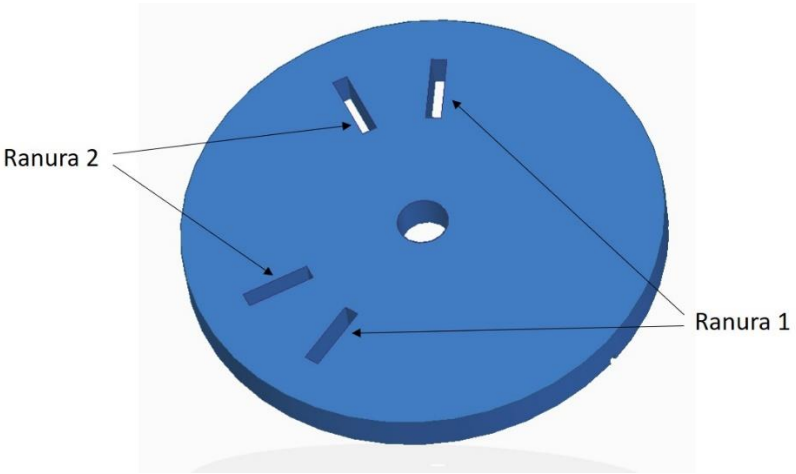


Figura 4.16: Pieza 4.

Con esta solución hemos perdido la posibilidad de regular la constante de los muelles de forma progresiva, pero a cambio el esfuerzo requerido para lograrlo es mínimo. Por lo tanto, es una mejor opción, teniendo en cuenta la aplicación de la órtesis en rehabilitación.

Una tercera opción que se plantea es la de incorporar muelles cónicos, en lugar de helicoidales cilíndricos. La propia forma del muelle implica que su constante elástica varía en función de la deformación de forma parabólica (Fig. 4.17). Se incorporaría un elemento tensor que comprimiese el muelle girando un pequeño tornillo, por ejemplo, tal que el muelle opusiera más resistencia al movimiento de la pieza número 2, acercándose al comportamiento de un empotramiento.

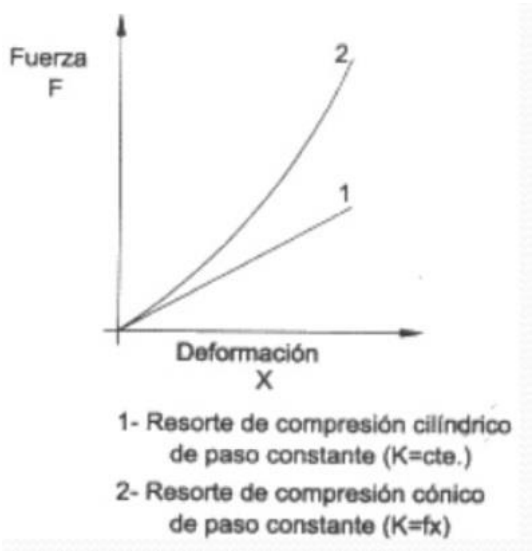


Figura 4.17: Constante elástica en muelle cilíndrico y cónico.

4.4.3.2 Cálculo de muelles

Se deben encontrar los muelles que, en el espacio disponible dentro de la articulación, sean capaces de soportar la fuerza M con una deformación tal que el extremo distal del antebrazo no quede muy por debajo de la horizontal. Es decir, el arco l debe ser lo suficientemente pequeño, para que h no sea demasiado grande (Fig. 4.18). Esto es importante porque pequeñas deformaciones provocan grandes desviaciones.

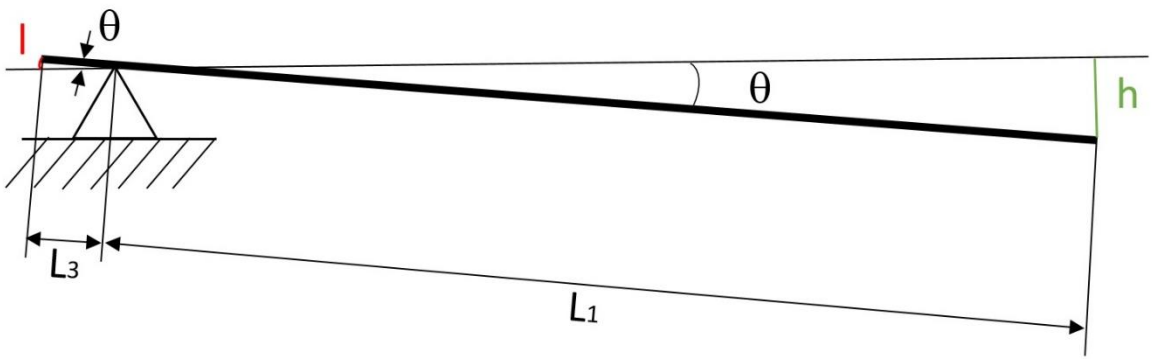


Figura 4.18: Palanca.

$$l = L_3 \times \theta \rightarrow \theta = \frac{l}{L_3}$$

$$\sin\theta = \frac{h}{L_1} \rightarrow h = L_1 \times \sin\frac{l}{L_3}$$

Se va a elegir l=3mm. Esto puede parecer una deformación demasiado pequeña para el muelle, pero lo cierto es que realizando los cálculos, se obtiene h=4,5cm, que es una distancia apreciable. Esto ocurre por la diferencia de "brazo", es decir, la distancia que hay desde el apoyo.

Además de esto, deben tenerse en cuenta otras variables que vienen impuestas por la geometría de la articulación. La longitud de los muelles se calcula sabiendo el radio de la circunferencia en que se sitúan y el ángulo que ocupan (Fig. 4.19). El diámetro máximo del muelle podría venir limitado bien por el alto, bien por el ancho del hueco. En este diseño el factor limitante será el ancho. El paso deberá ser suficiente para que las piezas 5 encajen entre dos espiras consecutivas, con lo que p=2+d (en mm), siendo d el diámetro de hilo.

$$l = r \times \alpha \ (\alpha\ en\ radianes)$$

$$l = 20{,}5 \times \frac{7}{18}\pi = 25mm$$

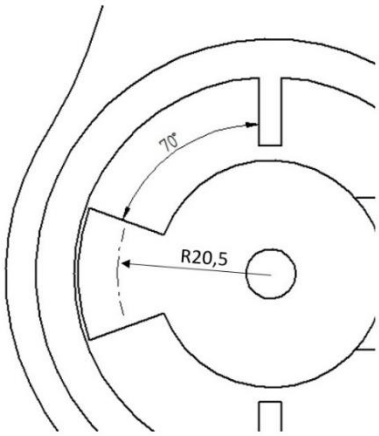


Figura 4.19: Ángulo y radio del hueco disponible para el muelle.

Una vez insertadas las piezas número 5 en las ranuras 1 y 2, el radio no cambia pero los ángulos útiles pasan a ser 55,2º y 25,2º, respectivamente. Así, las longitudes útiles serán 19,75mm para el primer caso y 9mm para el segundo.

Para fabricar el muelle se ha escogido el alambre cuerda de piano, ampliamente utilizado en todo tipo de muelles por sus buenas prestaciones.

También influye la forma del extremo del muelle (Fig. 4.20). Los de extremo cerrado y cuadrado son los que mejor se comportan porque la transmisión de la carga es mejor. Por ello, será este tipo el escogido para el muelle de compresión.

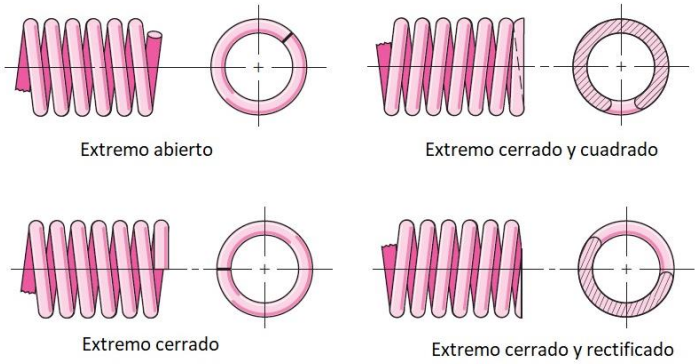


Figura 4.20: Tipos de extremos de muelles de compresión.

Los datos necesarios para el cálculo son:

- l=25mm
- y=3mm
- $D_{agujero}$=11mm
- E=200GPa
- G=81,7GPa
- ξ=0,15. ξ es el rebase fraccional al cierre.

Para el cálculo del muelle de compresión se va a utilizar el método de diseño estático de muelles de compresión propuesto en [9] (Anexo I). Para muelles que van a trabajar en un espacio limitado, como es el caso, las fórmulas a utilizar son:

- Diámetro: $D = D_{agujero} - d - margen$
- Índice del muelle: $C = \frac{D}{d}$
- Factor de efecto de curvatura: $K_B = \frac{4C+2}{4C-3}$
- Tensión: $\tau_s = \frac{8K_B(1+\xi)FD}{\pi d^3}$
- Número de espiras activas: $N_a = \frac{Gd^4y}{8D^3F}$
- Número de espiras totales: $N_t = N_a + 2$
- Longitud libre: $L_0 = pN_a + 2d$
- Longitud a máxima compresión: $L_s = dN_t$
- Constante del muelle: $K = \frac{Gd^4}{8D^3N_a}$

Para hallar el muelle más adecuado, deben calcularse estos parámetros para varios valores de diámetro de hilo, d, y escoger según ciertas recomendaciones:

$$4 \leq C \leq 12$$

$$3 \leq N_a \leq 15$$

Índices (C) menores de 4 suponen una mayor dificultad de conformado del muelle. Muelles con índices mayores de 12 tienden a enredarse frecuentemente.

Se tomará como referencia para el cálculo un peso sujetado de 5kg y una reducción de la fuerza muscular de un 60%. En total, esto supondría que el individuo podría levantar hasta 10kg en total, ejerciendo un 40% de la fuerza que haría normalmente. Con esto obtenemos el último dato necesario para el diseño del muelle: F=264,6N.

Calculamos todos los parámetros para diámetros de hilo desde 1,5 hasta 2,5mm (Tabla 4.4). Después se buscan aquellos que cumplan las dos condiciones anteriores. La primera la cumplen los muelles de diámetro 1,5-2,0 y la segunda, desde 2,0 hasta 2,5. Por tanto, el único muelle que cumple ambos requisitos es el de diámetro de hilo 2mm. Comprobamos que su longitud libre no exceda de 25mm y, en efecto, es de 18,5mm. Este será el muelle escogido.

d	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0	2,1	2,2	2,3	2,4	2,5
p	3,5	3,6	3,7	3,8	3,9	4,0	4,1	4,2	4,3	4,4	4,5
D	8,5	8,4	8,3	8,2	8,1	8,0	7,9	7,8	7,7	7,6	7,5
C	5,667	5,250	4,882	4,556	4,263	4,000	3,762	3,545	3,348	3,167	3,000
K_B	1,254	1,278	1,302	1,328	1,356	1,385	1,415	1,447	1,481	1,517	1,556
τ_S	2447,669	2030,498	1705,037	1447,355	1240,650	1072,894	935,318	821,428	726,341	646,342	578,568
N_a	0,954	1,280	1,691	2,205	2,839	3,618	4,567	5,716	7,097	8,751	10,721
N_t	2,954	3,280	3,691	4,205	4,839	5,618	6,567	7,716	9,097	10,751	12,721
L_0	6,341	7,809	9,658	11,977	14,874	18,473	22,926	28,406	35,119	43,305	53,245
L_S	4,432	5,248	6,275	7,568	9,195	11,237	13,791	16,975	20,924	25,803	31,803

Tabla 4.4: Cálculo del muelle de compresión.

Una vez seleccionado el muelle, puede calcularse la constante que tendría la parte activa del muelle una vez insertada la pieza en las ranuras 1 o 2. Para ello, tan solo es necesario calcular el número de espiras que quedan en la longitud activa (19,75mm y 9mm, respectivamente) y sustituir N_a en la última fórmula.

$$N_{a,ranura} = N_a \times \frac{l_{activa}}{l_{total}}$$

	Completo	Ranura 1	Ranura 2
Na	3,62	2,86	1,3
K (N/mm)	88,2	111,65	244,73

Tabla 4.5: Constantes del muelle para distintas longitudes útiles.

El cálculo del muelle de tracción se realiza a partir del muelle de compresión y siguiendo el método propuesto en [9]. La deformación deberá ser igual en ambos muelles: el muelle inferior deberá alargarse todo lo que el superior se comprima. Así, las constantes del muelle deben coincidir. Con este dato pueden calcularse el número de espiras activas N_a, y por consiguiente el número de espiras del cuerpo del muelle N_b y la longitud libre.

$$N_a = \frac{Gd^4}{8D^3K}$$

$$N_b = N_a - \frac{G}{E}$$

$$L_0 = d(2C - 1 + N_b)$$

Siguiendo el mismo procedimiento, calcularemos los tres parámetros para distintos diámetros de hilo, desde 1,5mm hasta 2,5mm (Tabla 4.6).

d	N_a	N_b	L_0
1,5	0,954	0,546	16,932
1,6	1,280	0,872	17,248
1,7	1,691	1,283	17,775
1,8	2,205	1,796	18,568
1,9	2,839	2,431	19,695
2,0	3,618	3,210	21,237
2,1	4,567	4,159	23,291
2,2	5,716	5,307	25,975
2,3	7,097	6,689	29,424
2,4	8,751	8,343	33,803
2,5	10,721	10,313	39,303

Tabla 4.6: Cálculo del muelle de tracción.

Esta vez son dos los muelles que cumplen las condiciones. Se escogerá el de diámetro de hilo 2mm, igual que el de compresión.

Así pues, los muelles escogidos son los que se presentan en la Tabla 4.7.

	K (N/mm)	d (mm)	N_t	L_0 (mm)	D (mm)	p (mm)
Compresión	88,2	2	5,6	18,5	8	4
Tracción	88,2	2	3,6	21,2	8	4

Tabla 4.7: Parámetros principales de los muelles seleccionados.

Debe tenerse presente que todos los cálculos realizados son de aplicación a muelles rectos. En el sistema, sin embargo, ambos muelles tienen cierta curvatura que, por supuesto, influye en su comportamiento. No obstante, esta influencia se ha despreciado para no complicar excesivamente los cálculos.

4.4.4 Selección de elementos normalizados

Tornillos, arandela y tuerca deben elegirse de entre los disponibles en catálogo.

Tornillo y tuerca

Para escoger el tornillo principal, se debe tener muy en cuenta la forma de la cabeza, puesto que se procurará que sobresalga lo menos posible. Debe ser lo suficientemente estrecha para que sea posible mecanizar el avellanado correspondiente en la pieza 1.

Dado que la articulación está pensada para poder ser desmontada y montada, es importante que la cabeza sea ranurada, Allen, con impronta en cruz, etc. La Allen se descarta porque la cabeza es demasiado gruesa y sobresaldría de la pieza 1, a no ser que aumentásemos su grosor. Entre ranura sencilla y cruz se elige cruz, por la mayor tendencia que tienen las ranuras sencillas a deformarse con aprietes y desaprietes sucesivos.

Así pues, se escoge un tornillo M6x35 DIN 965 Z. Es muy importante que los taladros se mecanicen de acuerdo a la métrica del tornillo. En este caso, los agujeros (pasantes) deberán ser de diámetro 6,6mm.

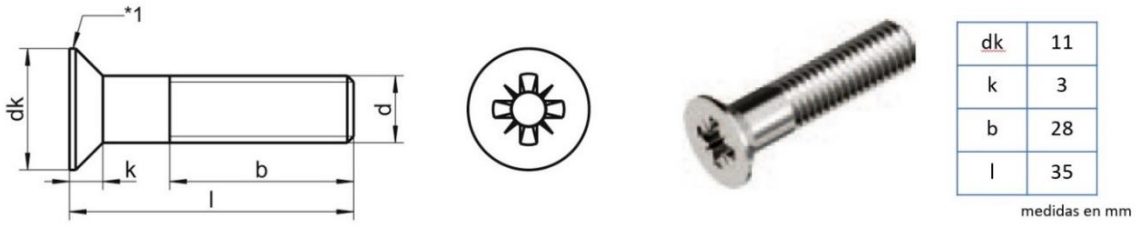


Figura 4.21: Tornillo M6x35 DIN 965 Z.

La tuerca se selecciona en función del tornillo: M6. Se ha escogido la tuerca hexagonal M6 DIN 934.

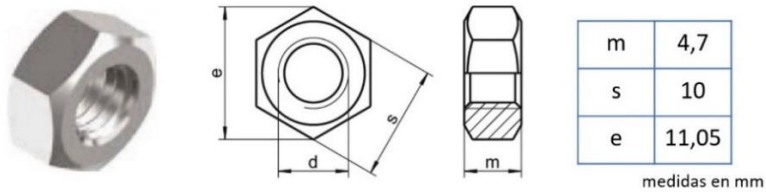


Figura 4.22: Tuerca hexagonal M6 DIN 934.

Tornillo lateral

Este tornillo deberá ser lo más pequeño posible, tal que el diámetro de la cabeza no sea mayor que el grosor de la pieza 1. Se ha escogido el tornillo Allen con cabeza cilíndrica M1,6x12 DIN 912. Los agujeros pasantes en los que se inserte este tornillo serán de diámetro 1,8mm.

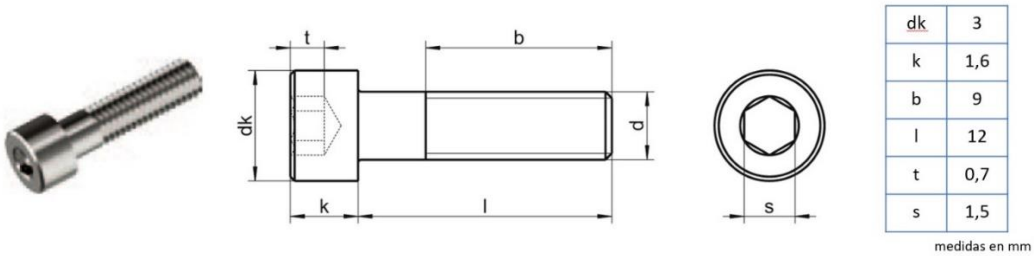


Figura 4.23: Tornillo M1,6x12 DIN 912.

Arandela

La arandela se selecciona también en función del tornillo. Para M6 la arandela recomendada debe tener un diámetro de taladro de 6,4mm. Así, se escoge la arandela plana A 6,4 DIN 125.

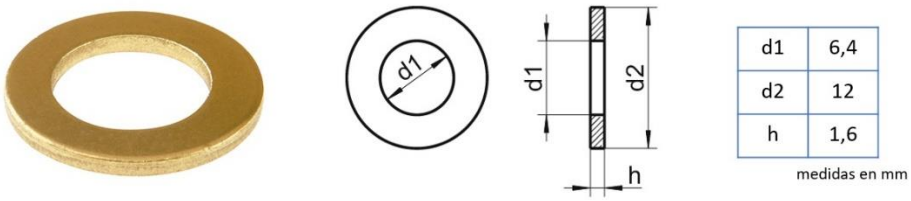


Figura 4.24: Arandela plana A 6,4 DIN 125.

4.5 Fijación al miembro superior

Una vez diseñada la articulación, es importante una buena fijación al miembro para un correcto funcionamiento. Esto se llevará a cabo mediante cintas con Velcro® en sus extremos, dispuestas tal y como se ve en el dibujo (Fig. 4.25). Las almohadillas son muy necesarias para que el contacto órtesis-miembro sea cómodo, pero la fijación propiamente dicha la realizan las cintas.

Como se puede apreciar en la Figura 4.25, tanto cintas como almohadillas son fácilmente desmontables de la órtesis. Esto es porque dado su continuo contacto con la piel, deben poder separarse de la articulación para su lavado.

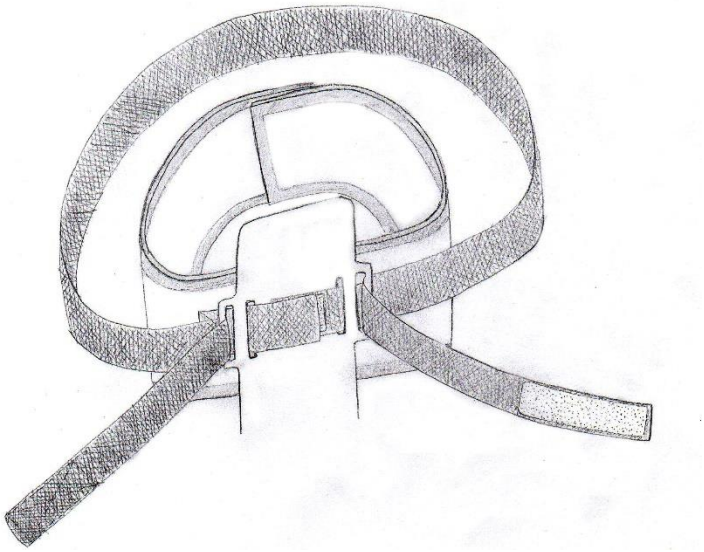


Figura 4.25: Fijación al miembro: diseño.

Las almohadillas se fijan a la articulación gracias a dos cintas de nylon con Velcro® cosidas a la propia almohadilla. Pasan por las ranuras diseñadas específicamente para tal fin y se pegan por encima de la articulación, ajustándolas bien. Las almohadillas rodean el brazo y se ajustan por detrás con Velcro®. La cinta se ajusta tirando de ambos extremos y se fija por detrás también con Velcro®. Es importante que todas las fijaciones queden lo más apretadas posible, pero siempre dentro de la comodidad del individuo.

Con este sistema las piezas 1 y 2 quedarían como se muestra en las Figuras 4.26 y 4.27, respectivamente.

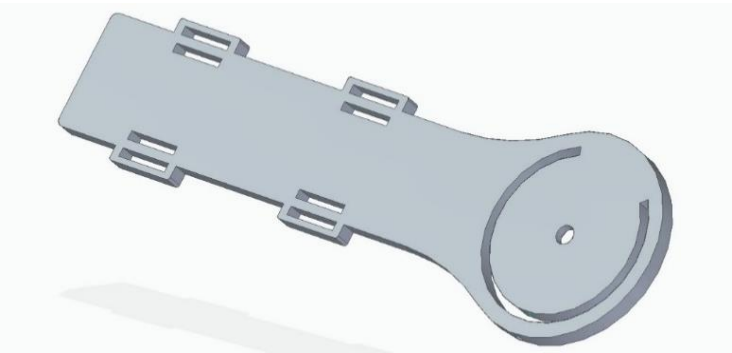


Figura 4.26: Pieza 1 con anclajes.

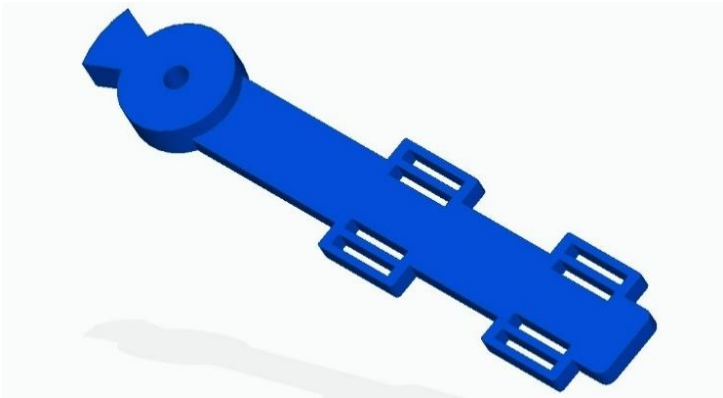


Figura 4.27: Pieza 2 con anclajes.

Dado que la pieza 1 es más ancha, se han hecho los salientes menos pronunciados, para que el ajuste al brazo sea bueno.

4.6 Análisis del diseño mediante elementos finitos

Para optimizar el diseño es conveniente realizar un análisis por elementos finitos. Esta herramienta permitirá localizar las zonas de mayores tensiones, de modo que se refuercen si es necesario. Del mismo modo se pueden apreciar aquellas partes de las piezas donde las tensiones son mínimas, y por tanto sería recomendable reducir el material, si eso supone una reducción del coste total.

La definición de las condiciones de contorno de las piezas es complicada. Esto es porque es imprescindible marcar ciertos puntos o zonas como fijos. Estos puntos serán aquellos donde la articulación se une al miembro superior. Sin embargo, estos anclajes no son realmente puntos fijos, sino que se mueven junto al brazo, de forma que se verán afectados, por ejemplo, por el peso colocado en la mano. Esto es muy importante tenerlo en cuenta a la hora de interpretar los resultados: éstos serán sólo una mera aproximación de la realidad y los valores obtenidos pueden diferir de los verdaderos. Por lo tanto, si se quisiera desarrollar el proyecto a más alto nivel, sería necesaria una definición más exhaustiva de las condiciones de contorno, así como ensayos empíricos que permitan determinar el comportamiento real del sistema.

El material escogido para la simulación es el ABS, polímero de buenas propiedades mecánicas (apartado 5.2), excepto el del tornillo Allen (pieza 6), que es de acero inoxidable 304.

Se va a utilizar para el análisis el módulo de simulación del programa Solid Edge ST9.

En primer lugar, se analizará la pieza número 2, con un mallado tetraédrico de 0,59mm. Las restricciones que se han introducido son:

- Anclajes al antebrazo como puntos fijos.
- Restricción cilíndrica en el taladro por donde pasa el perno: estarán permitidos movimiento a lo largo del eje y rotación respecto a él, pero no se permite el movimiento radial.
- Deslizamiento a lo largo de la cara que está en contacto con el brazo.

Las fuerzas introducidas son:

- Fuerza de los muelles: 264,46N distribuidos en cada cara del saliente izquierdo. Van en sentidos contrarios arriba y abajo por ser los muelles de compresión y tracción respectivamente.
- Gravedad.
- Peso de 5kg (49,05N) en el canto distal de la pieza. Resulta obvio que la fuerza no está realmente aplicada en esa cara, pero es la situación más parecida a la realidad que puede simularse.

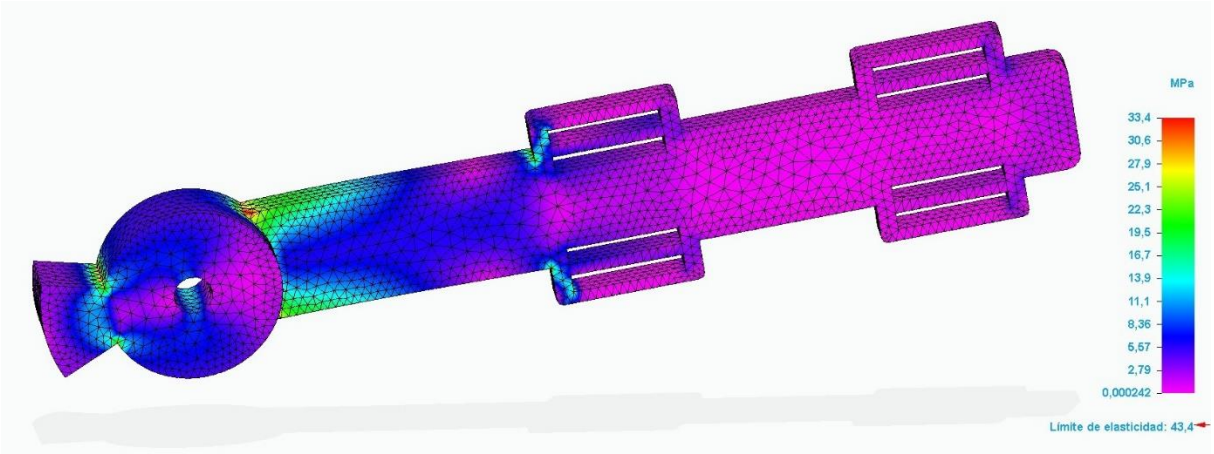


Figura 4.28: Tensiones en la pieza 2.

Como podía intuirse en un primer momento, las mayores tensiones (Fig. 4.28) se localizan en el entorno de la articulación, concretamente en esquinas y cambios bruscos de curvatura.

En cuanto a los desplazamientos (Fig. 4.29), también parece lógico que los mayores se den en el extremo del saliente donde enganchan los muelles.

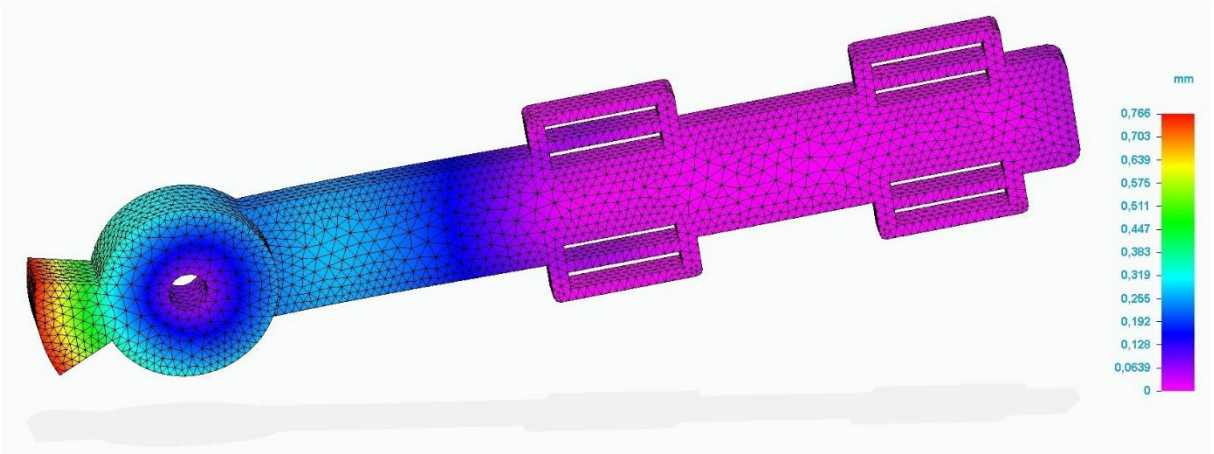


Figura 4.29: Desplazamientos en la pieza 2.

Las piezas 1, 3, 4 y 6 se analizarán como un conjunto. El mallado es tetraédrico de 0,74mm. Las restricciones aplicadas son:

- Anclajes al antebrazo como puntos fijos.
- Deslizamiento a lo largo de la cara que está en contacto con el brazo.

Las fuerzas introducidas son:

- Fuerza de los muelles: 264,46N distribuidos en la cara izquierda del saliente superior de la pieza 3. En el saliente inferior hay una fuerza igual y de sentido contrario.
- Gravedad.
- Fuerza de reacción (456,63N) en el taladro donde pasa el perno, en dirección vertical y sentido ascendente.

Al tratarse de un conjunto es necesario vincular las piezas entre sí. Se han conectado las piezas 1 con la 6, la 3 con la 1 y la 4 con la 6, que es lo más parecido a la realidad.

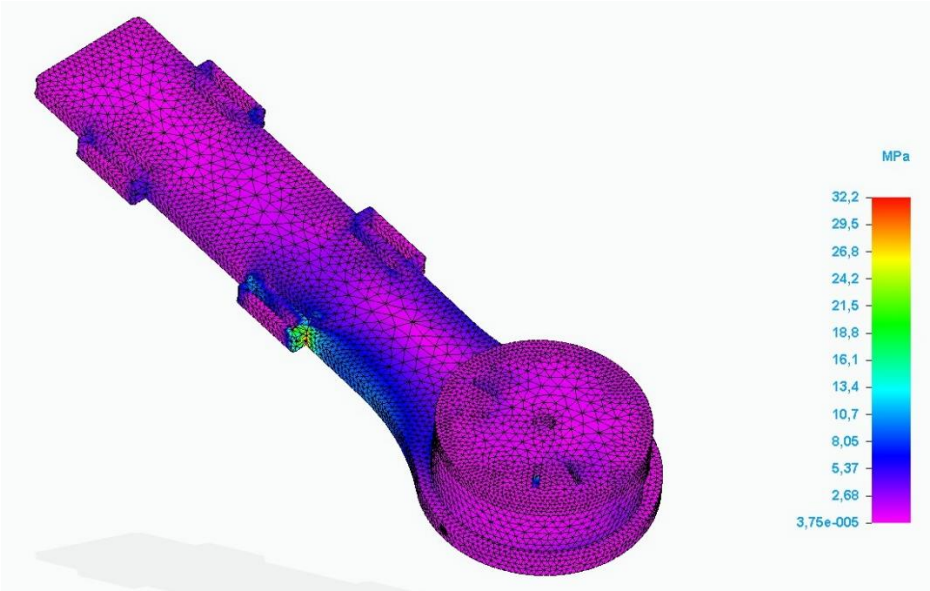


Figura 4.30: Tensiones en el conjunto 1-3-4-6.

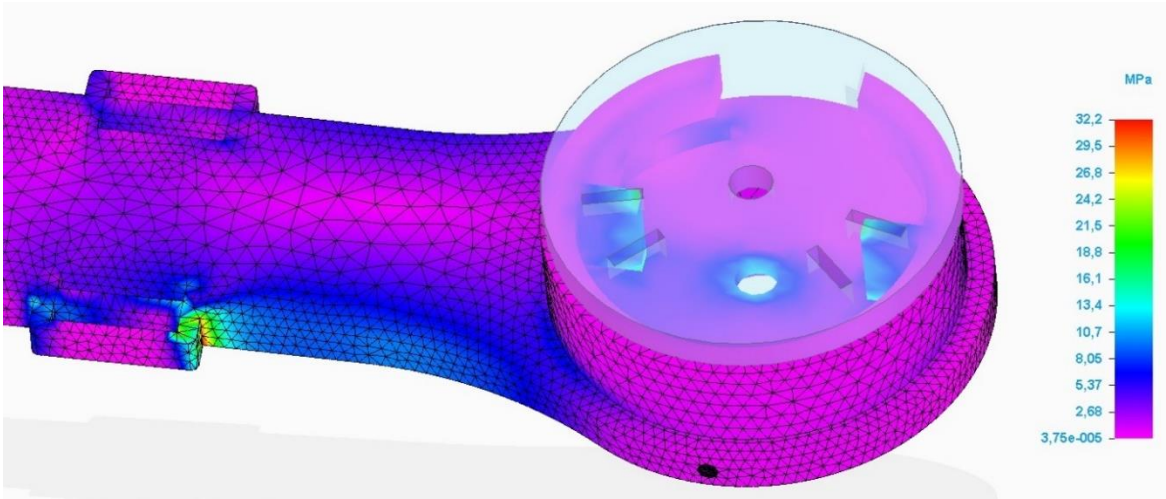


Figura 4.31: Tensiones en el conjunto 1-3-4-6: detalle.

Las tensiones (Fig. 4.30 y 4.31) importantes se concentran en el anclaje inferior izquierdo, por el momento creado por las fuerzas aplicadas en los salientes de la pieza 3 y en los extremos superior e inferior de dichos salientes.

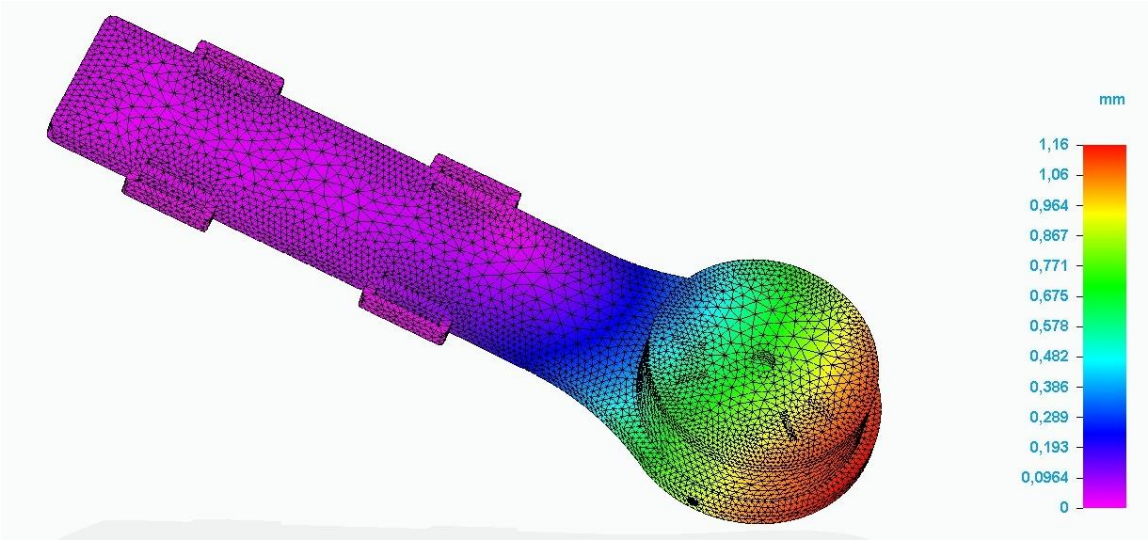


Figura 4.32: Desplazamientos en el conjunto 1-3-4-6.

En este caso los desplazamientos (Fig. 4.32) son más importantes. Están provocados por el par creado por la fuerza de los muelles. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que este conjunto no va a trabajar aislado, sino que la pieza 2, fijada al antebrazo, estará unida a él por un perno, tal que el desplazamiento en dirección horizontal del punto de articulación estará impedido, o al menos dificultado en gran medida, y por tanto los desplazamientos totales en color rojo serán menores.

Por último, se va a analizar el comportamiento del conjunto formado por las piezas 1, 3, 4, 5 y 6, con las piezas número 5 insertadas en la segunda ranura. Se utiliza un mallado tetraédrico de 0,67mm.

Las restricciones y fuerzas son iguales que para el último conjunto, añadiendo la conexión entre las piezas número 5 y la número 4.

En este caso, se vio en un estudio preliminar que las tensiones en las piezas 5 son muy altas y por tanto las deformaciones eran inadmisibles. Por eso se decidió reforzarlas escogiendo otro material más resistente, el acero inoxidable 304. Los resultados obtenidos entonces son los que se presentan en las figuras 4.33 (tensiones), 4.34 y 4.35 (deformaciones).

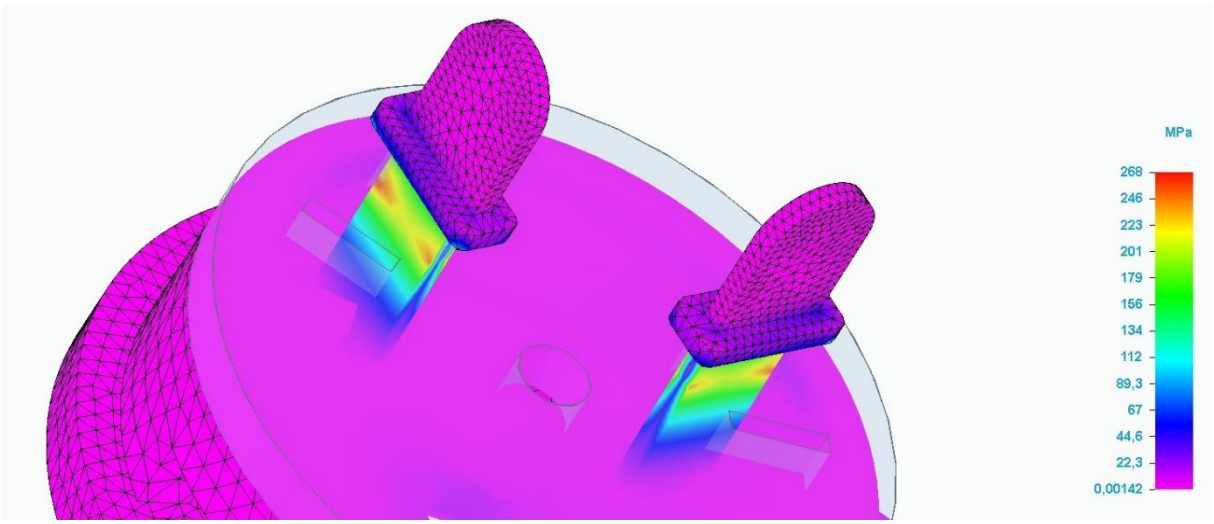


Figura 4.33: Tensiones en las piezas 5.

En la figura 4.33 solo se muestra la parte del conjunto con tensiones importantes. Se ve que es en las piezas 5 donde se concentran las tensiones y que éstas son mucho mayores que en los casos anteriores.

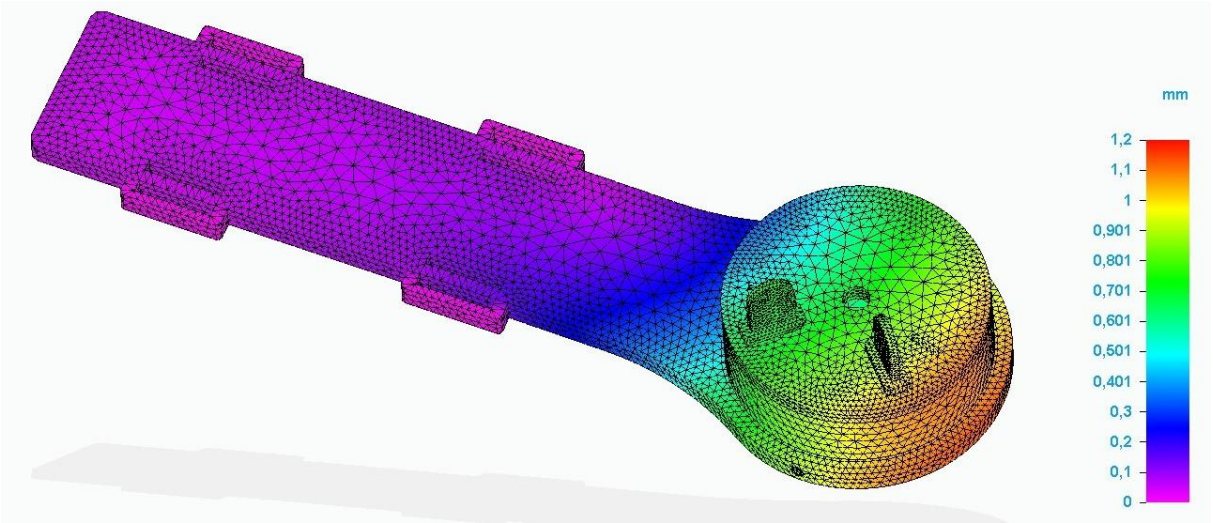


Figura 4.34: Deformaciones en el conjunto 1-3-4-5-6.

En cuanto a las deformaciones (Fig. 4.34), puede verse que son muy similares a las del caso anterior. Si se cambia la visualización para obtener una buena vista de las piezas número 5 (Fig. 4.35), donde están aplicadas las fuerzas, puede apreciarse que la inferior (a la derecha en la figura) sufre una deformación mayor (color amarillo anaranjado).

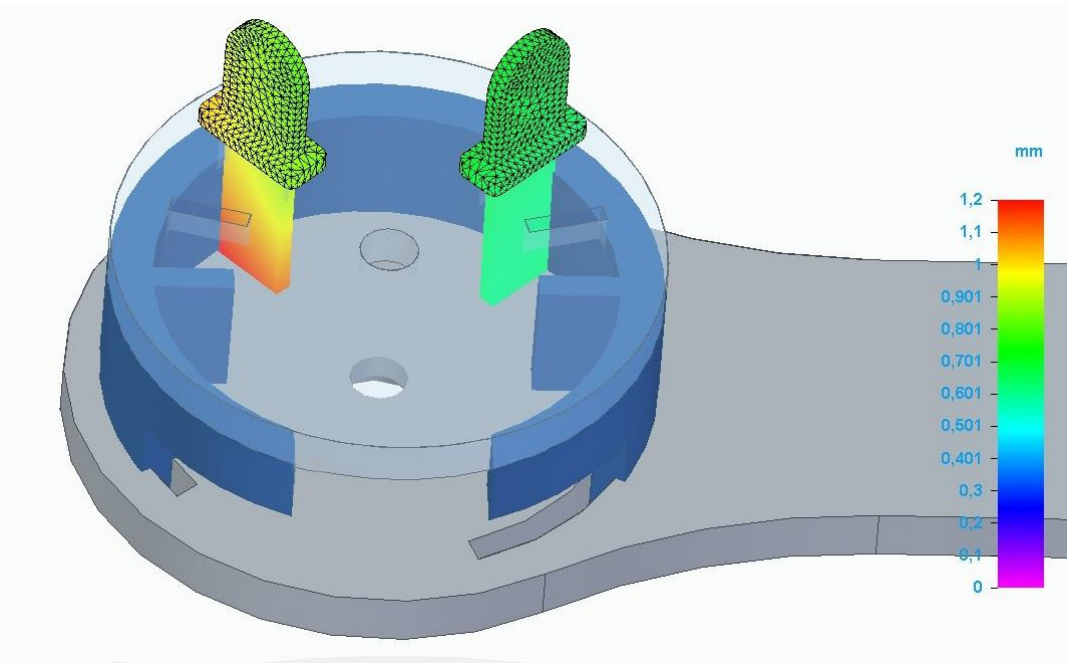


Figura 4.35: Deformaciones en las piezas 5.

4.6.1 Conclusiones

Del análisis de las piezas más solicitadas en el caso de carga más exigente pueden extraerse ciertas conclusiones.

Como ya podía intuirse previamente al análisis, las partes alargadas alejadas de la articulación son las menos solicitadas. Por ello sería posible reducir su espesor. Sería necesario estudiar esta posibilidad de ahorrar material teniendo en cuenta el proceso de fabricación y el material de las piezas para decidir si es económicamente beneficioso.

Debe tenerse en cuenta que las piezas número 5, a pesar de sufrir solicitaciones altas, no reciben realmente toda la fuerza del muelle. Esto es porque las piezas se introducen entre dos espiras del muelle, tal que la parte que queda detrás teóricamente no trabaje. Sin embargo, parte de la fuerza se trasmite por la parte de hilo que queda bajo la pieza 5, y hasta el saliente de la pieza 3. Es por esto que las tensiones y deformaciones obtenidas serán menores en la realidad. No obstante, seguirán siendo tensiones muy elevadas, por lo que la elección del material es crucial.

En las aristas concentradoras de tensiones que se han descubierto en los dos primeros análisis, las tensiones no son tan elevadas como para necesitar un refuerzo cambiando la geometría ni el material de la pieza, siempre que se utilice ABS de la calidad y las características adecuadas.

El análisis se ha realizado en concordancia con el cálculo de muelles, es decir, para un máximo de 5kg por brazo y tal que la fuerza muscular se reduzca en un 60%. Las altas tensiones que aparecen en algunas piezas implican que este diseño no sería el adecuado para un mayor peso o una mayor reducción de fuerza. En estos casos debería replantearse la reelección de los materiales, así como el propio diseño. Una buena solución en cuanto al diseño sería aumentar la distancia o “brazo” entre el punto de anclaje del muelle y el centro de rotación de la articulación. Si bien es cierto que se perdería estética y comodidad, las posibles aplicaciones del exoesqueleto pasarían de la rehabilitación a otros ámbitos como la industria o el ejército, donde la capacidad de carga prima sobre otros aspectos.

4.7 Diseño final

El diseño propuesto será finalmente el analizado por elementos finitos, es decir, la segunda propuesta de articulación con las fijaciones al miembro que se han diseñado (Fig. 4.36 y 4.37).

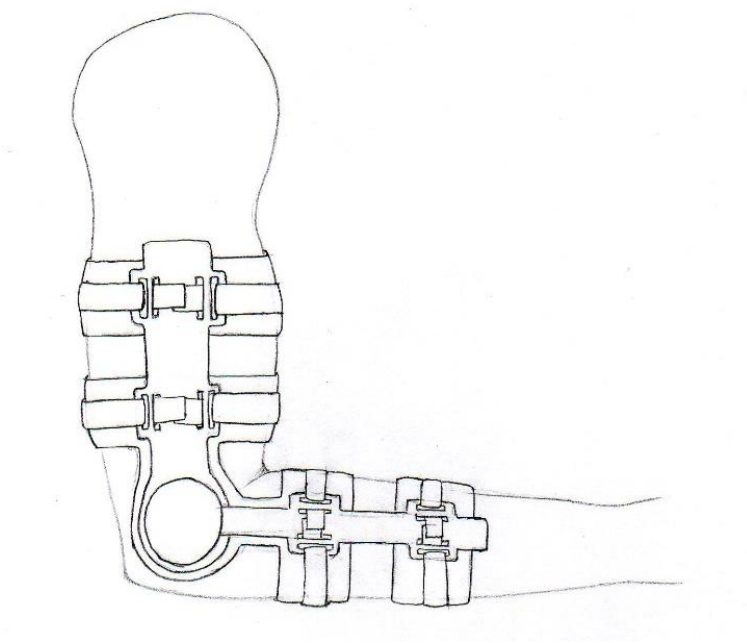


Figura 4.36: Diseño final de la órtesis: dibujo completo.

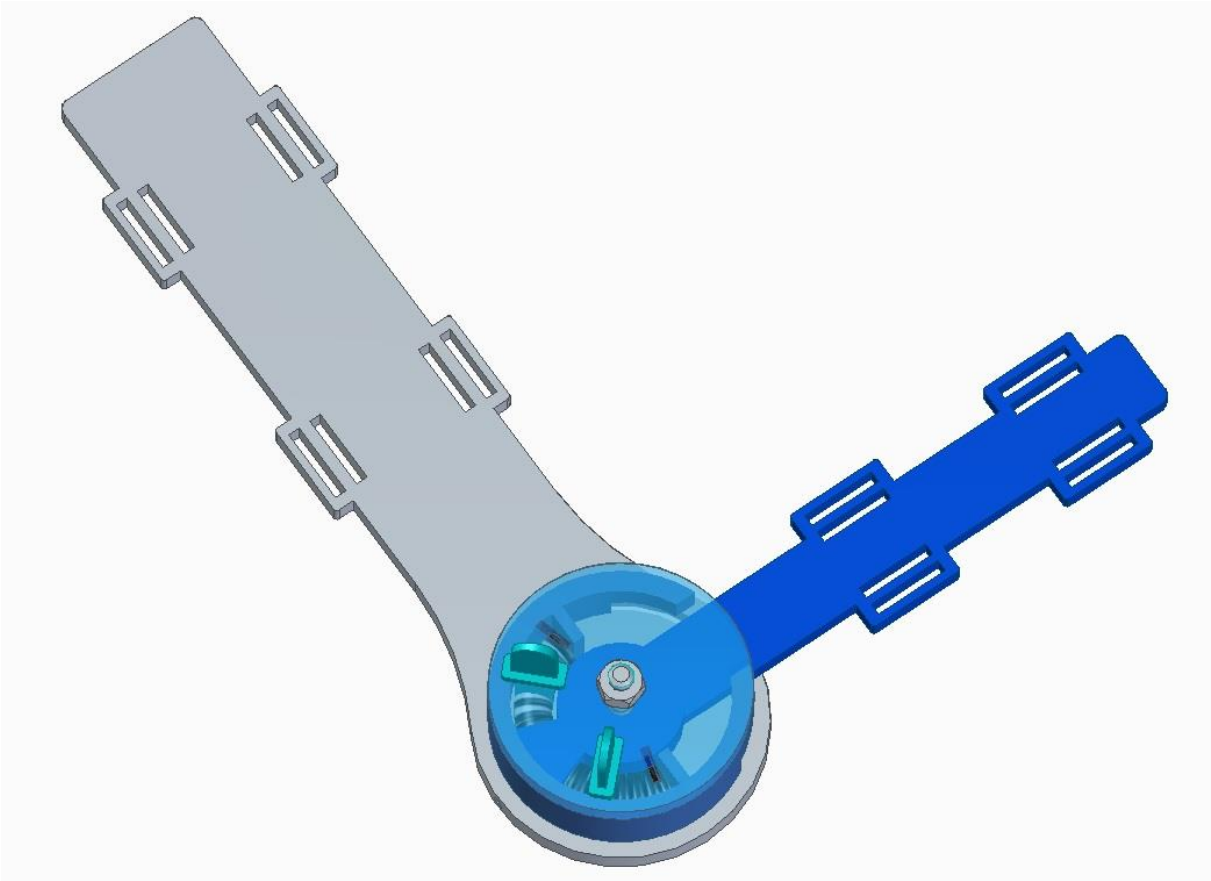


Figura 4.37: Diseño final de la órtesis: articulación.

Por supuesto, debe haber parte de almohadilla de neopreno por debajo del centro de la articulación. Esto se consigue haciendo que las almohadillas más cercanas al codo estén unidas por una parte de neopreno, de forma que la parte rígida no toca directamente al brazo (Fig. 4.36).

Debe buscarse una forma efectiva de acoplar los muelles a las piezas, tal que el movimiento de la pieza 2, por ejemplo, traccione el muelle inferior. Para no complicar en exceso la fabricación de las piezas con salientes o entrantes de geometrías irregulares, se plantea un sistema de unión muy sencillo: se practicarán orificios en los salientes de la pieza 3, así como en el de la pieza 2.

El muelle de compresión solo se anclará a la pieza 3, mientras que el de tracción a ambas piezas. Esto se ha decidido así porque el muelle de compresión no tiene necesidad de estar anclado a la pieza 2 para ser comprimido por ella, y unirlo implicaría un agujero más grande, lo que disminuiría la resistencia de la pieza. Por los agujeros pasantes se pasa el hilo del muelle y se dobla por el lado contrario, tal que haga tope (Fig. 4.38). Es importante que el tope sea firme para el muelle de tracción, por lo que pueden utilizarse adhesivos adecuados para metal-plástico para reforzarlo. La desventaja del uso de adhesivos es la mayor dificultad para sustituir el muelle en caso de deterioro.

El anclaje del muelle de compresión tiene únicamente como objetivo situarlo correctamente. Al ser ligeramente más corto que el espacio disponible, se colocará centrado y, enganchando un alambre a su extremo superior, se anclará al saliente de la pieza 3.

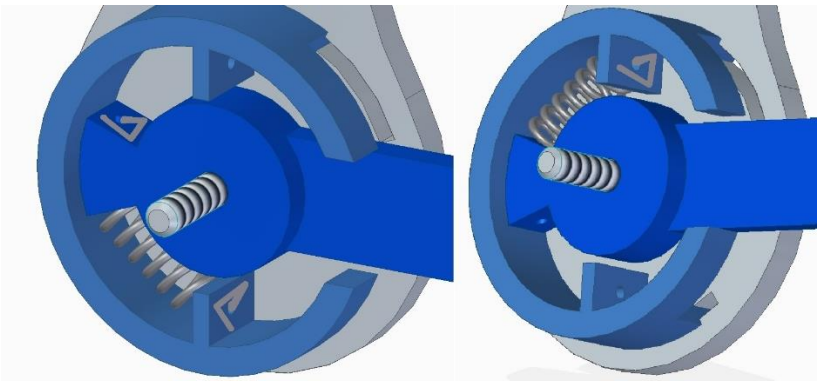


Figura 4.38: Topes para el anclaje de los muelles.

El plano de conjunto y los planos de despiece de los elementos no comerciales se encuentran en el Anexo III.

4.8 Prototipado

Durante el proceso de diseño de un nuevo objeto, es recomendable realizar prototipos para comprobar si el diseño es correcto, si funciona conforme a los requerimientos iniciales, etc. Con un prototipo es más sencillo encontrar los puntos débiles y fuertes del diseño para hacer las mejoras pertinentes. Dados los recursos existentes, no ha sido posible fabricar un prototipo completo de la órtesis, pero sí imprimir las piezas de la parte más importante, la articulación, con una impresora 3D.

Las piezas se han fabricado en PLA (ácido poliláctico), un termoplástico obtenido por polimerización del ácido láctico procedente de la fermentación de azúcares derivados de vegetales. Tiene propiedades semejantes al PET (polietilentereftalato), pero con la ventaja de que es biodegradable. Es sencillo de utilizar y está especialmente indicado para impresiones de larga duración.

Uno de los puntos más importantes que deben tenerse en cuenta son las tolerancias, sobre todo en piezas que deben encajar unas con otras. Esto es debido a que la impresora no resulta tan precisa como quisiéramos, pues los filamentos al depositarse tienden a extenderse por la superficie. Así pues, se utilizó un test de tolerancias (Fig. 4.39) para elegir el ajuste adecuado y modificar ligeramente las medidas iniciales del modelo CAD, tal que las piezas 1 y 3 encajasen perfectamente entre sí. Una vez obtenidas las piezas, fue necesario un ligero limado de la ranura para obtener el ajuste perfecto. Son preferibles ranuras ligeramente más estrechas, que pueden ser ensanchadas fácilmente con una lija, que ranuras excesivamente grandes que dejen un juego excesivo.

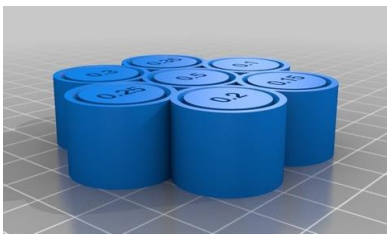


Figura 4.39: Test de tolerancias.

4.8.1 Primer diseño (giro auxiliado)

En primer lugar, se imprimieron las piezas del primer diseño propuesto para giro auxiliado. Para ello se utilizó la impresora Hephestos de la marca BQ.

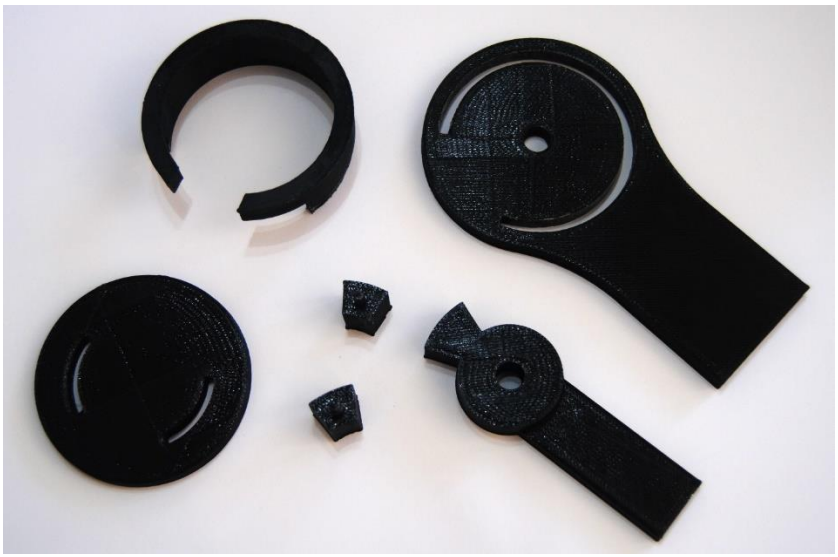


Figura 4.40: Piezas del primer diseño.

Figura 4.41: Piezas del primer diseño montadas (sin tapa).

El resto de elementos (perno, tuerca, arandela, muelle) se adquirieron en tienda.

Gracias a este prototipo se observaron ciertas deficiencias que se solventaron en el segundo diseño propuesto. Así, se vio que:

- Una tuerca apoyada contra la pieza 2 dificulta su giro y no hay espacio para utilizar una tuerca de autorretención. Ampliar el espacio no sería una buena solución porque la articulación acabaría siendo demasiado ancha y por tanto más incómoda. Por lo tanto, aunque resulte menos estético, se perforará la tapa tal que el tornillo la atraviese y la tuerca apoye sobre ella.

- El espacio entre las piezas 2 y 3 (Fig. 4.42) es muy estrecho, sería conveniente que fuese de 1mm o 1,5mm en lugar de 0,5mm. Para ampliarlo basta hacer el saliente de la pieza 2 ligeramente más corto.

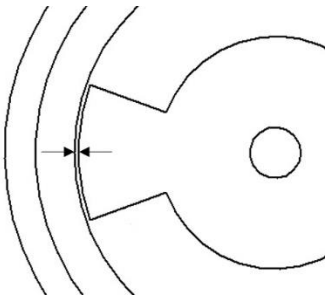


Figura 4.42: Detalle: espacio entre las piezas 2 y 3.

- La cabeza del tornillo, aunque no mucho, sobresale, lo que podría resultar incómodo a pesar de la capa de neopreno entre la articulación y el miembro. Por ello se avellanará el taladro de la pieza 1.

4.8.2 Diseño final

Para la impresión del diseño final se utilizó la impresora BCN3D Sigma. Los resultados pueden verse en las Figuras 4.43 y 4.44. Las piezas número 5 tienen una geometría complicada para la impresión 3D, por lo que se han cortado tal que uno de sus cantos sea totalmente plano, para así poder imprimirlas.

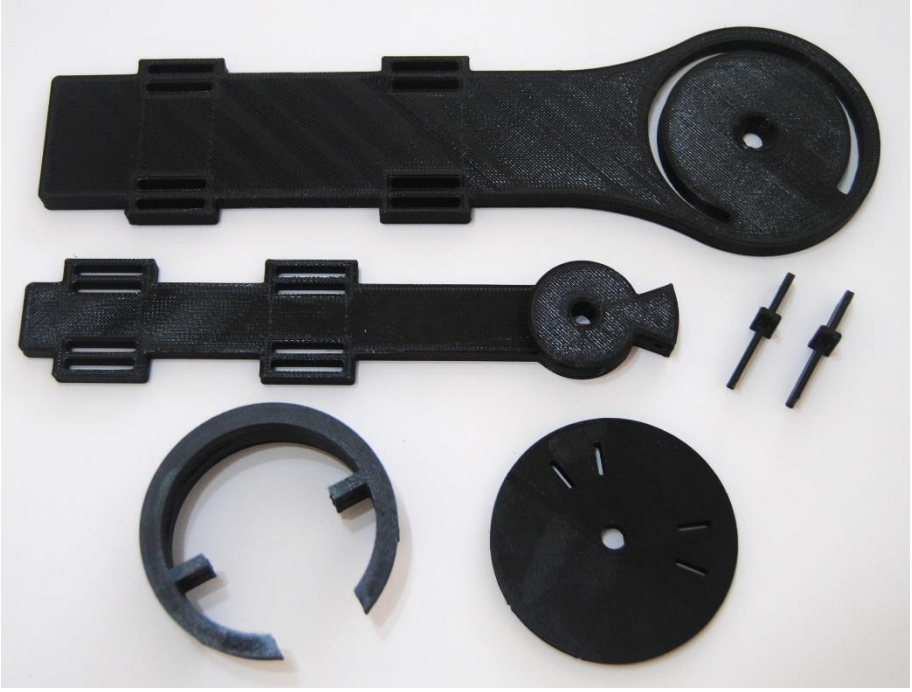


Figura 4.43: Piezas del diseño final.

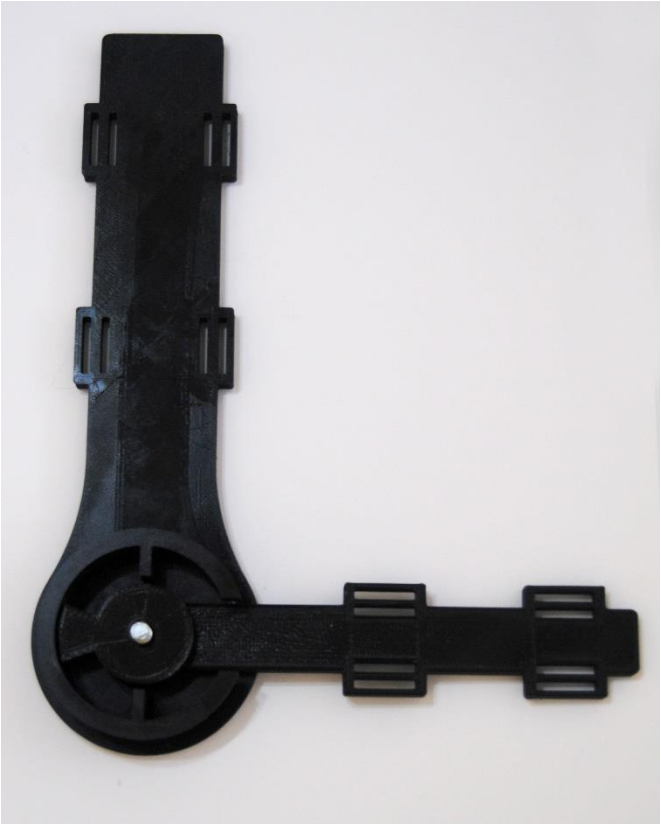


Figura 4.44: Montaje de las piezas 1, 2, 3 y 7 del diseño final.

5 MATERIALES

Para la fabricación de la órtesis es importante la correcta elección del material. El material con el que se fabrique la articulación propiamente dicha deberá tener una serie de características:

- Alta resistencia mecánica.
- Tenacidad, para soportar impactos y esfuerzos sin romperse.
- Ligereza.
- Biocompatibilidad. Pese a que la estructura es externa, es importante que su uso no produzca reacciones adversas en el cuerpo humano.
- Durabilidad.
- Precio asequible, pues deseamos que nuestro producto sea comercialmente viable.

Por otro lado, el revestimiento interior con el que se acople al brazo deberá tener unas propiedades muy diferentes:

- Suavidad, tal que no provoque heridas ni raspe la piel.
- Ser transpirable.
- Comodidad, adaptándose a la forma del brazo de cada individuo.
- Ligereza.
- Facilidad de lavado, al ser un tejido en contacto continuo con la piel.

Entre las partes más rígidas de la órtesis y el tejido que esté en contacto con la piel, debe haber un recubrimiento esponjoso o acolchado tal que las partes rígidas no se claven en el brazo o antebrazo. Por supuesto, también debe ser transpirable, ligero y cómodo. Esto puede resolverse con una capa extra de un material acolchado adosada al tejido en contacto con la piel, o bien eligiendo un recubrimiento que a su vez acolche las zonas duras.

Por último, el material de los elementos normalizados que forman parte de la órtesis (perno, arandela, tuerca, etc.) deberá elegirse de entre los disponibles en catálogo, para no elevar el coste innecesariamente.

5.1 Materiales típicos en la fabricación de órtesis

Los materiales utilizados en órtesis son muy numerosos. Podemos clasificarlos en función de su dureza y rigidez:

- Rígidos: metales (acero, aluminio, titanio), termoplásticos (polietileno, polipropileno) y compuestos (resina poliéster, resina acrílica, fibra de carbono, fibra de vidrio).
- Semirígidos: polietileno de baja densidad, cueros, caucho, corcho.
- Blandos: espumas (látex, poliuretano), siliconas, geles, gomas, neopreno…

Otra clasificación sencilla puede ser en metálicos y no metálicos:

- Metálicos: pueden ser férreos (hierro, acero, acero inoxidable) o no férreos (aluminio, cobre, estaño, magnesio, titanio, etc.).

- No metálicos: plásticos o poliméricos (termoplásticos, termoestables y compuestos, elastómeros), textiles, maderas y corchos, cuero, cerámicos.

5.1.1 Materiales metálicos

En general, los materiales metálicos son duros, pesados, maleables, tenaces, dúctiles y buenos conductores de la electricidad y el calor. Por otro lado, son vulnerables al desgaste y la corrosión, exceptuando el aluminio, si bien es cierto que el uso de acero inoxidable, por ejemplo, elimina el problema de la corrosión.

Los materiales metálicos más comúnmente empleados en la fabricación de órtesis son:

- Acero: de bajo coste y fácilmente manipulable, es sin embargo demasiado pesado. Por ello se suele utilizar en articulaciones, amortiguadores, muelles, etc. pero cada vez se evita más su uso en ortopedia debido a su peso. El acero inoxidable evita los problemas de corrosión que pudiera tener el acero, pero su peso continúa siendo elevado.

- Aluminio: mucho más ligero que el acero, es por contrapartida poco resistente a la fatiga, por lo que no se suele utilizar en las articulaciones. Puede utilizarse aleado con cobre, silicio y magnesio, formando el llamado duraluminio.

- Titanio: tiene unas características mecánicas muy similares a las del acero, pero su peso es mucho menor y además presenta una buena resistencia a la corrosión. Sin embargo, su elevado coste es un factor muy importante a tener en cuenta, además de su mayor dificultad para el mecanizado.

La principal desventaja de los materiales metálicos es su dificultad para adaptarse a los contornos del cuerpo.

5.1.2 Materiales no metálicos

Los materiales plásticos o poliméricos presentan una serie de características adecuadas para la fabricación de órtesis:

- Estabilidad frente a la corrosión y el envejecimiento.

- Ligereza.

- Maleabilidad.

- Fácil mecanización, lo que disminuye el coste.

- Posibilidad de conseguir acabados más estéticos.

Dentro de los polímeros se pueden distinguir tres tipos: termoplásticos, termoestables y elastómeros.

Los termoplásticos están compuestos por moléculas más pesadas, duras y resistentes. Se clasifican en termoplásticos de baja temperatura (se moldean al calentarlos por debajo de 80ºC) y de alta temperatura (son necesarios más de 80ºC para su moldeado). Los primeros suelen utilizarse de forma temporal, dada su baja resistencia a la fatiga y las limitaciones en la fuerza. Los segundos se utilizan en la fabricación de órtesis y prótesis permanentes.

Como ventajas de las órtesis termoplásticas se pueden destacar su facilidad de lavado y su resistencia a la corrosión. Sin embargo, poseen una rigidez y una resistencia mecánica mucho menores que los metales. Además, tienden a modificar sus propiedades con el tiempo, la temperatura y el estado de carga y deformación, perdiendo rigidez.

Algunos ejemplos de materiales termoplásticos utilizados en la fabricación de órtesis son el polipropileno (PP), el etilvinilacetato (o goma EVA), el policloruro de vinilo (PVC), el polietileno (PE) o el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS).

El polipropileno, termoplástico de alta temperatura, es uno de los plásticos más ligeros, y además presenta una elevada resistencia a la tracción, rigidez y dureza. Además, es transparente a los rayos X, fácilmente lavable y tiene un coste bajo. Sin embargo, en ocasiones puede provocar alergias y una alta sudoración. Algunas de sus aplicaciones incluyen las órtesis de marcha (dan un apoyo suplementario del cuerpo al suelo al caminar), los corsés y encajes para prótesis femorales y tibiales, tanto provisionales como definitivos. Hay tres tipos de polipropileno: isotáctico, atáctico y sindiotáctico. El primero de ellos es el más cristalino y es el que posee mayor resistencia mecánica y tenacidad.

El polietileno (de alta temperatura) es un material utilizado habitualmente en la fabricación de férulas, corsés, plantillas y encajes de prótesis provisionales. Como ventajas destacan su ligereza y bajo coste, además de que también es transparente a los rayos X y fácilmente lavable, como el polipropileno. Al igual que éste, también pueden provocar alergias y aumentar la sudoración. Además, su resistencia a la fatiga es baja, por lo que no son una buena opción para órtesis o prótesis permanentes o que vayan a ser utilizadas durante largos periodos de tiempo.

El polietileno de baja temperatura es un plástico semirrígido con la ventaja de que, al moldearse a unos 80ºC, puede ser moldeado sobre el propio paciente, sin necesidad de tomar moldes de yeso. Por otro lado, su coste es mucho más elevado. Este aumento de coste no estaría justificado en el diseño que se está realizando, pues la órtesis no debe tomar la forma del cuerpo del individuo.

El plastazote es una espuma de polietileno de baja densidad que se utiliza en plantillas, calzados y acolchados de férulas, corsés y órtesis. Entre sus ventajas destacan su facilidad de trabajo, la baja absorción de humedad y que es fácilmente lavable. Además, tiene una buena resistencia a la fatiga y una alta flexibilidad y funciona bien como amortiguador de impactos.

El acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) es un termoplástico de alta temperatura muy resistente al impacto muy utilizado en la actualidad tanto en automoción como en usos industriales y domésticos. Es un material muy tenaz incluso a baja temperatura, duro y rígido. Su estabilidad dimensional es buena y tiene gran resistencia a la abrasión.

El PLA (ácido poliláctico) es un polímero termoplástico derivado del ácido láctico que se utiliza comúnmente en la impresión 3D aditiva. Se obtiene de azúcares derivados de vegetales (como el maíz, el trigo o la remolacha). Es biodegradable y puede copolimerizarse con otros materiales. Puede formularse para ser rígido o flexible, duro o blando y para dar resistencias variadas.

En la Tabla 5.1 se comparan algunas propiedades físico-mecánicas típicas del ABS, el PP y el PE.

	ABS	PP (isotáctico)	PE
Alargamiento a la rotura (%)	20-100	150-300	600-800
Coeficiente de fricción	0,5	0,1-0,3	0,29
Módulo de Young (GPa)	1,7-2,6	0,7-1,52	0,5-1,2
Resistencia a la tracción (MPa)	32-45	25-40	15-40
Resistencia al impacto Izod (Jm^{-1})	200-400	20-100	20-210
Densidad (kg/m^3)	1040-1180	920-940	926-960

Tabla 5.1: Propiedades del ABS, el PP y el PE [10].

Los materiales termoestables, clasificables a su vez en rígidos (cadenas cortas con muchos enlaces) y flexibles (cadenas largas con pocos enlaces), tienen sus moléculas fuerte y permanentemente conectadas tras el moldeado, de forma no reversible mediante calentamiento. Por ello son capaces de resistir altas temperaturas y proporcionan una mayor estabilidad dimensional. Puesto que se conforman en estado líquido, es posible obtener las complejas formas y contornos de la anatomía humana. Por otro lado, poseen una baja resistencia al impacto.

Los elastómeros, como el caucho, las siliconas, el neopreno o el poliuretano, poseen un alto poder de elongación y un alto coeficiente de fricción, por lo que suelen ser utilizados como rellenos o selladores.

Las siliconas se utilizan para encajes blandos, plantillas, rodilleras, taloneras… Son un buen amortiguador de impactos y presentan una gran adherencia a la piel, además de que son fácilmente lavables. Sin embargo, su coste es elevado, causan una gran sudoración y pueden provocar alergias.

El neopreno se utiliza en fajas y órtesis flexibles de las articulaciones. Presenta una elasticidad uniforme, está disponible en varios espesores y es fácilmente lavable. Además, existen neoprenos que permiten una buena transpiración, evitando problemas de sudoración.

5.1.3 Materiales compuestos

Los materiales compuestos permiten obtener, en muchos casos, mejores propiedades que los materiales simples, al combinar las propiedades de distintos materiales y aprovechar su distribución. Así pues, es necesario evaluar su utilidad para la fabricación de órtesis.

La fibra de carbono suele combinarse con polímeros termoestables, habitualmente resina epoxi, pero también es posible su combinación con otros polímeros. Las propiedades mecánicas son excelentes, muy similares a las del acero, pero con una densidad menor, lo que permitiría obtener órtesis más ligeras. Sin embargo, es importante tener en cuenta el mayor coste de producción.

El plástico reforzado con fibra de vidrio es un material fuerte y ligero, con propiedades similares, pero no tan excepcionales como la fibra de carbono. Es sin embargo más barata y

menos frágil que esta última. Ya se utiliza en ocasiones como material para férulas, pues es más ligera y duradera que el yeso.

Otros materiales como el KEVLAR® presentan también excelentes propiedades mecánicas, pero su elevado precio los convierte en una opción económicamente poco viable.

5.1.4 Comparativa entre órtesis metálicas y de termoplástico

	Ventajas	Inconvenientes
Metálicas	- Alta resistencia a la carga. - Durabilidad. - Estabilidad. - Facilidad de confección.	- Peso elevado. - Aspecto poco estético.
De termoplástico	- Contacto total. - Mejor adaptación. - Ligeras. - Posibilidad de retirarse fácilmente. - Buena estética.	- Menor resistencia. - Menor durabilidad. - Confección más complicada. - Contraindicadas para pieles sensibles.

Tabla 5.2: Comparativa entre órtesis metálicas y de termoplástico.

5.2 Elección de los materiales

El material principal de la órtesis, es decir, el que se va a utilizar para las piezas rígidas, es el ABS. Se ha escogido este polímero por su buena combinación de propiedades: tiene una buena resistencia a la tracción al mismo tiempo que una alta resistencia al impacto, todo ello con un peso ligero.

Es un material con buen acabado superficial, biocompatible y biodegradable. Además, tiene una buena aptitud para la esterilización y para la coloración. Tiene una alta estabilidad dimensional y es dúctil, duradero y duro. Tiene una moldeabilidad buena, puede ser fácilmente mecanizado, limado, agujereado, etc. y es estable fundido, lo que es importante para el proceso de fabricación.

Propiedades mecánicas del ABS	
Densidad (kg/m^3)	1040-1180
Módulo elástico/ de Young (GPa)	1,7-2,6
Módulo de cizalladura (GPa)	0,92-3,03
Módulo de compresibilidad (Gpa)	1,03-2,09
Límite de cedencia a tracción (Mpa)	32-45
Límite de rotura a tracción (MPa)	41-62
Elongación a la rotura (%)	20-100
Resistencia a compresión (MPa)	36-69
Resistencia a la flexión (MPa)	28-97
Resistencia al impacto Izod (Jm^{-1})	105-440
Dureza Rockwell	75-115
Coeficiente de fricción estático	0,5

Tabla 5.3: Propiedades mecánicas del ABS [10].

Las piezas número 5, en caso de carga máxima soportan tensiones altísimas (apartado 4.6) por lo que es conveniente su fabricación con un material más resistente que el ABS. Éste será el acero inoxidable 304, de buenas propiedades mecánicas y uso habitual.

Como material para recubrir la órtesis por la parte interna, en contacto con brazo y antebrazo, se utilizará el neopreno transpirable. Además de ser fácilmente lavable, servirá también para acolchar la órtesis, de modo que no será necesario el uso de capas de materiales diferentes. Por otro lado, otra de sus ventajas es que ya está siendo utilizado en la fabricación de productos de ortopedia.

El material de los elementos normalizados: perno, tuercas, arandela, etc., se elegirá de entre los disponibles en el mercado que cumplan las características buscadas. Es importante que sean resistentes a la corrosión y el óxido y que sean lo más ligeros posible. Se llega a la conclusión de que la mejor opción será el acero inoxidable 304. A pesar de ser más pesado que otros metales, como el titanio o el aluminio, tiene un precio muy asequible y es muy sencillo para el usuario encontrar recambios en caso de necesidad. Se ha escogido el 304 por su amplio uso.

El acero inoxidable 304 es un acero inoxidable austenítico que contiene un 0,08% de carbono, un 18% de cromo y un 8% de níquel. Tiene una gran ductilidad, conformabilidad, tenacidad y muy buena resistencia al impacto y puede endurecerse por trabajo en frío, aunque no por tratamientos térmicos. Sus propiedades aproximadas en estado de recocido se recopilan en la tabla 5.4.

Propiedades mecánicas del acero inoxidable 304	
Módulo elástico/ de Young (GPa)	200
Tensión de rotura (MPa)	515-1035
Elongación a la rotura (%)	7-40
Dureza Rockwell	92
Densidad (kg/m^3)	8000

Tabla 5.4: Propiedades mecánicas del acero inoxidable 304 [10].

Para la arandela escogeremos el latón, pues se busca una fricción baja. Además, es resistente a la oxidación y tiene un precio muy económico. Las arandelas de latón son un elemento normalizado muy común, por lo que en caso de ser necesaria una sustitución, el usuario podría adquirir más sin problema.

La fijación de la órtesis al miembro superior se realizará mediante cierres de Velcro®, que además de fáciles de utilizar ya están siendo utilizados en diversos tipos de órtesis, algunas de ellas similares a la propuesta, con buenos resultados. El Velcro® se coserá a cintas de nylon de la misma anchura.

De entre los distintos tipos que existen en el mercado, escogeremos según sus características (Anexo II) el Hook 088 con el cierre Loop 001 (recomendado). Tiene una fuerza media de pelaje de 2N/cm, una fuerza media de cizalladura de 10,3N/cm^2 y una fuerza de rotura mínima de 210N/cm. Además, está disponible con tratamiento antibacteriano, lo que debe tenerse en cuenta al encontrarse la órtesis en continuo contacto con el cuerpo humano.

6 FABRICACIÓN Y MANTENIMIENTO

El proceso de fabricación de la órtesis depende de la forma de las piezas, del material que se haya seleccionado y del número de unidades que se quieran fabricar.

Articulación

Para las piezas de la articulación se utilizará el termoplástico ABS. La ventaja de este termoplástico es que puede utilizarse en procesos a gran escala, como el moldeo por inyección o la extrusión, y en procesos a pequeña escala, como la impresión 3D.

Dado que el ABS es posible adquirirlo en placas o planchas de distintos grosores y es fácilmente mecanizable, la forma plana de las piezas 1, 2 y 4 se presta a la mecanización por control numérico de dichas planchas para obtener las piezas. Además, el mecanizado permite obtener tolerancias más estrechas.

En cuanto a la pieza 3, tiene una forma tubular con una sección que puede ser obtenida por extrusión (Fig. 6.1). Después, se cortaría y mecanizaría para obtener la forma final.

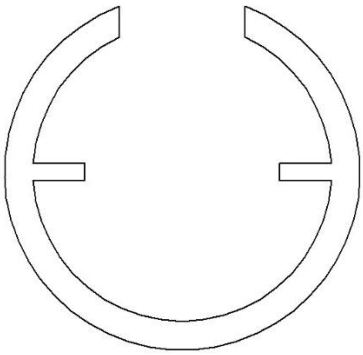


Figura 6.1: Pieza 3, planta.

El moldeo por inyección también podría ser una buena alternativa para todas estas piezas, siempre y cuando fuese económicamente rentable, pues la maquinaria, moldes, utillajes, etc. necesarios son muy costosos.

En el caso de la fabricación por mecanizado de planchas de material, no tendría sentido la reducción de espesor posible que se comentó en el apartado 4.6.1, puesto que sería necesario mecanizar más material, aumentando el coste. En inyección, sin embargo, sí merecería la pena refinar el diseño tal que las zonas menos solicitadas sean menos gruesas, ahorrando material.

Para la fabricación de las pequeñas piezas número 5, en acero inoxidable 304, se pueden plantear dos opciones: estampación y soldado de las tres piezas que la componen, que previamente hayan sido cortadas de chapas del espesor correspondiente. La estampación tiene la ventaja de ser una única pieza, por lo que se elimina el riesgo de posibles fallos de unión entre piezas, que podrían provocar concentraciones de tensiones y rotura prematura de la pieza. No obstante, es cierto que la estampación es un proceso rentable solo para grandes series de piezas, por el alto coste de maquinaria, moldes, utillajes, etc. Por tanto, debe buscarse un compromiso entre la obtención de una pieza de buena calidad y su coste.

Para casos puntuales es posible imprimir las piezas de ABS en una impresora 3D. Para hacerlo se necesitará una impresora con base de impresión caliente (la base donde se va depositando el material es calentada por unas resistencias). Para obtener un buen acabado

superficial y un ajuste adecuado entre las distintas piezas, será necesario limar las rebabas que hayan podido quedar y agrandar los agujeros o ranuras si es necesario. Esto no entraña ninguna dificultad ya que el ABS es un material fácilmente mecanizable y muy resistente. Incluso después del mecanizado el acabado obtenido es bueno.

Almohadillas de neopreno

Para la confección de las almohadillas de neopreno se cortarán los patrones y después se coserán cintas de algodón por los bordes para dejar un buen acabado. Finalmente se cosen las tiras de nylon y el Velcro®.

6.1 Montaje

Para facilitar el montaje existen dos muescas en la pieza 4, tal que deben coincidir con el final de la pieza 3, quedando así perfectamente posicionadas una respecto a la otra. Otra opción para posicionarlas correctamente podría ser el diseño de un utillaje de montaje. Sin embargo, se ha optado por las pequeñas muescas en la pieza por ser un método más económico.

Para el pegado de piezas de ABS en general las mejores opciones son pegamentos epoxi o pegamentos acrílicos.

Para facilitar el proceso, los muelles deben anclarse a las piezas correspondientes antes de que estas estén montadas en el conjunto. Se doblarán para hacer tope con unos alicates adecuados para tal fin.

El montaje del resto de piezas es muy sencillo. La tuerca superior (pieza 8) puede apretarse fácilmente con una llave inglesa, y el tornillo Allen con su correspondiente llave del mismo tamaño.

En la Figura 6.2 pueden verse todas las piezas que componen la órtesis en vista explosionada.

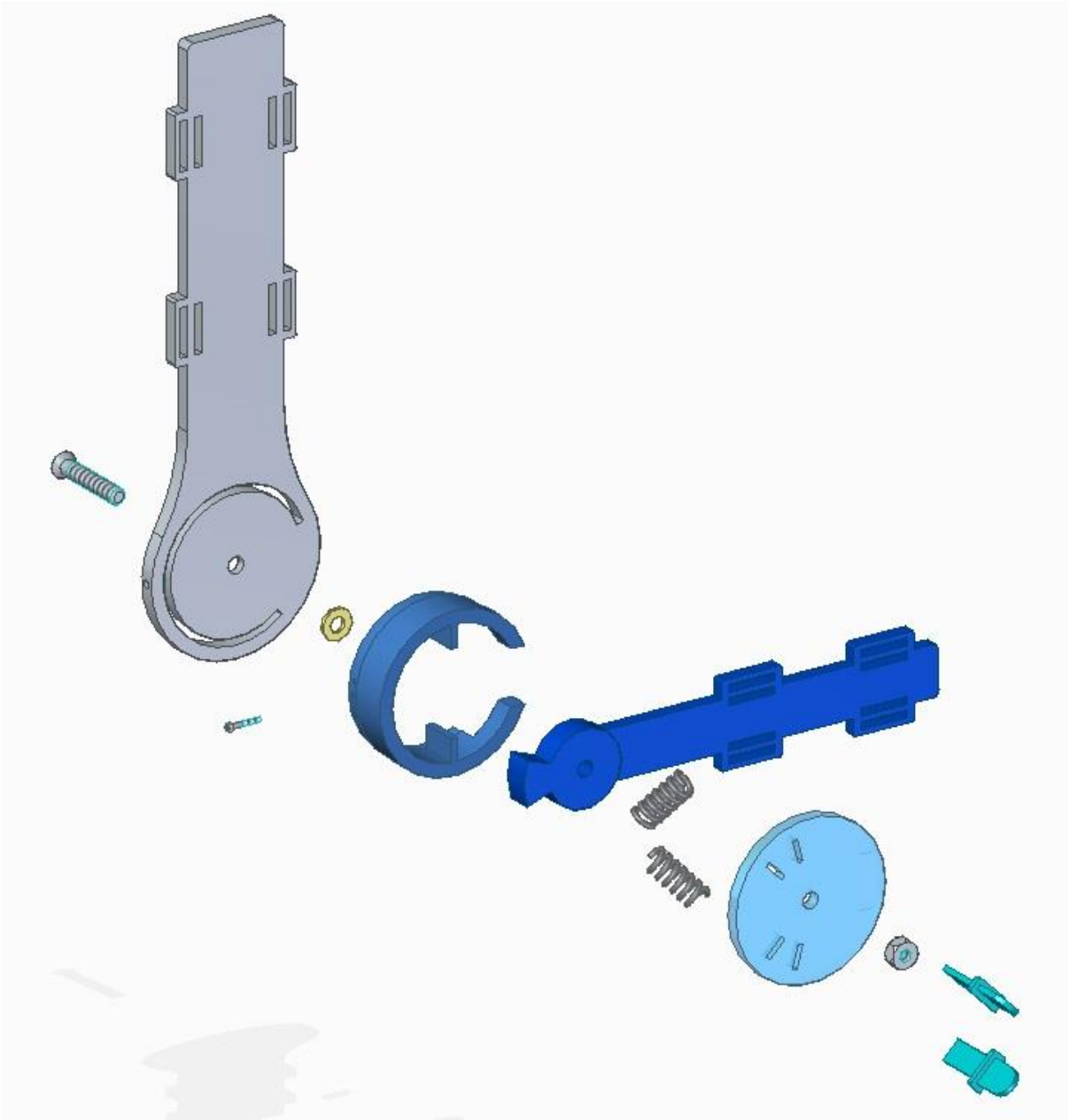


Figura 6.2: Vista explosionada de la articulación.

6.2 Tolerancias

Las tolerancias de fabricación son muy importantes en cualquier diseño, especialmente en piezas que encajan entre sí. Esto es consecuencia de las divergencias respecto a las cotas nominales en la fabricación de piezas.

Para el moldeado de plásticos se sigue la norma de tolerancias DIN 16901. No obstante, como se utilizará mecanizado y extrusión, se seguirá la norma DIN ISO 2768 (UNE EN 22768-1:1993) de tolerancias generales.

Para tolerancias dimensionales, la norma distingue cuatro niveles o clases: f (fina), m (media), g (gruesa) y v (muy gruesa). Para plásticos en general se utiliza la clase m. Para tolerancias geométricas son tres los niveles: H, K y L, siendo el K el más utilizado, pudiendo optar por

una tolerancia H para descentramiento y concentricidad en casos especiales. Se utilizarán las clases m y K, respectivamente, cuyos valores podemos encontrar en las Tablas 6.1 a 6.6.

Dimensiones lineales								
Rango nominal (mm)	0,5-3	3-6	6-30	30-120	120-400	400-1000	1000-2000	2000-4000
Tolerancia	±0,10	±0,10	±0,20	±0,30	±0,50	±0,80	±1,20	±2,00

Tabla 6.1: Valores de tolerancia en mm para dimensiones lineales, clase m [12].

Radios de curvas y alturas de bisel			
Rango nominal (mm)	1,5-3	3-6	>6
Tolerancia	±0,20	±0,50	±1,00

Tabla 6.2: Valores de tolerancia en mm para radios de curvas y alturas de bisel, clase m [12].

Ángulos					
Rango nominal (mm)	<10	10-50	50-120	120-400	>400
Tolerancia	±1º	±30’	±20’	±10’	±5’

Tabla 6.3: Valores de tolerancia para ángulos según la longitud del lado menor del ángulo, clase m [12].

Rectitud y planitud						
Rango normalizado (mm)	<10	10-30	30-100	100-300	300-1000	1000-3000
Tolerancia	0,05	0,10	0,20	0,40	0,60	0,80

Tabla 6.4: Tolerancias geométricas generales de rectitud y planitud, clase K [12].

Simetría			
Rango normalizado (mm)	<300	300-1000	1000-3000
Tolerancia	0,60	0,80	1,00

Tabla 6.5: Tolerancias geométricas generales de simetría, clase K [12].

Perpendicularidad				
Rango normalizado (mm)	<100	100-300	300-1000	1000-3000
Tolerancia	0,40	0,60	0,80	1,00

Tabla 6.6: Tolerancias geométricas generales de perpendicularidad, clase K [12].

La tolerancia general de redondez es igual en valor a la tolerancia del diámetro. La tolerancia de oscilación circular para el nivel K es de 0,2.

Realmente las tolerancias más importantes y complicadas son las del ajuste entre las piezas 1 y 3. Esto ocurre porque ambas piezas son al mismo tiempo eje y agujero (Fig. 6.3). Puede parecer que el ajuste adecuado es aquel con apriete, pero lo cierto es que si ambas piezas deben poder separarse sin el uso de herramientas ni diferencias térmicas, el ajuste adecuado es uno con juego.

En ajustes de piezas de plástico, las calidades IT utilizadas no son las habituales para piezas metálicas. Para termoplásticos concretamente, los valores recomendados son IT 10 y 11.

Se escoge el sistema de agujero base para ambos ajustes. Estando los diámetros entre 50 y 80mm, se tiene H11, que es una de las zonas de tolerancia preferentes y tiene una amplitud de zona de tolerancia de 190µm. El eje también debe estar entre ellas y ser calidad 11: se escoge c11. Así, se tiene el ajuste H11 c11, con un juego máximo de 520µm y mínimo de 140µm.

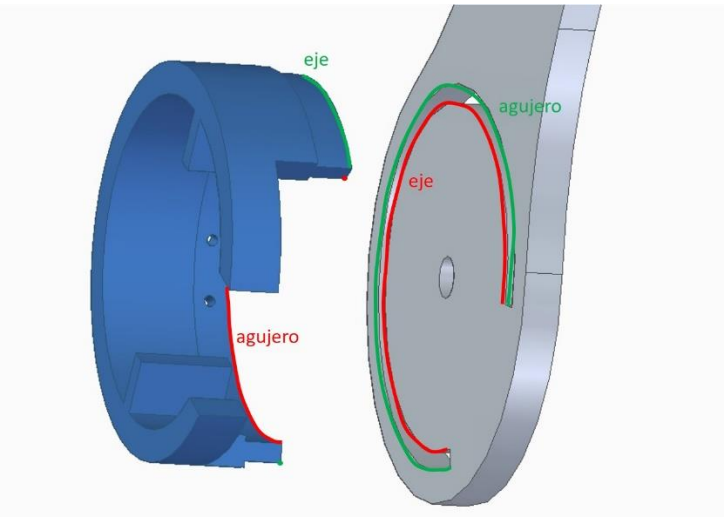


Figura 6.3: Ajuste piezas 1 y 3.

Otra pareja eje-agujero del conjunto es la formada por las piezas número 5 (eje) y la número 4 (agujero). Nuevamente el ajuste debe ser con juego para poder extraer e insertar las piezas sin herramientas. Esta vez el eje es de material metálico y el agujero de termoplástico. En primer lugar, se toma como dimensión de referencia 2mm. Para agujero base se toma H10 y para el eje f7. Se obtiene el ajuste H10 f7, con un juego máximo de 56µm y mínimo de 6µm.

Para el ajuste en dirección transversal se escoge el mismo ajuste. Al ser diferentes las dimensiones, esto supone un juego máximo de 104µm y mínimo de 16µm para el radio de 16mm y 125µm y 20µm de juego máximo y mínimo, respectivamente, para el de 25mm.

Para los agujeros pasantes que alojarán tornillos, la tolerancia recomendada es H13.

Los valores de tolerancia asociados a cada dimensión se indican en los planos (Anexo III).

6.3 Mantenimiento

Para el correcto funcionamiento de la órtesis durante el mayor tiempo posible, es recomendable realizar un buen mantenimiento. Este incluye los siguientes puntos:

- Lavado periódico de cintas y almohadillas.
- Sustitución de elementos normalizados en caso de deterioro.
- Correcta lubricación perno-pieza 2. Para ello debe utilizarse como lubricante la grasa de silicona, apta para lubricar metal-plástico. Su nivel de toxicidad es bajo y de hecho sus aplicaciones típicas incluyen las roscas de tornillos para evitar agarrotamiento y corrosión.

7 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Analizando el diseño final realizado, puede decirse que se ha obtenido una órtesis muy sencilla pero que cumple con el cometido para el que fue concebida: reducir la fuerza muscular que realiza el individuo que la porta.

El peso máximo de 5kg por brazo es, lógicamente, poco ambicioso en aplicaciones militares o industriales. Para rehabilitación, sin embargo, puede ser de mucha ayuda en la vida diaria de personas que necesiten realizar tareas sencillas, pero no puedan realizar grandes esfuerzos. Es suficiente, por ejemplo, para coger a un niño menor de un año de tamaño medio.

El hecho de que la órtesis se ajuste al cuerpo con almohadillas y cintas con cierres de Velcro® hace que sea fácilmente adaptable distintos grosores de brazo. Incluso para la misma articulación puede haber distintos tamaños de almohadillas y longitudes de cinta, tal que se adapte lo mejor posible a cada persona. Sin embargo, el tamaño estándar de articulación podría ser demasiado pequeño o grande según la complexión del individuo, por lo que en ese caso es necesaria la creación de diferentes tallas.

7.1 Responsabilidad ética, profesional y legal

Como todo producto industrial, la órtesis diseñada conlleva una gran responsabilidad para los responsables de su diseño y fabricación.

A nivel ético, la órtesis debe ser suficientemente sencilla, accesible y asequible para la mayoría de la población. De nada sirve un producto excelente si aquellos que lo necesitan no pueden acceder a él o no pueden permitírselo. Fue precisamente tras ver el alto precio que alcanzan las órtesis articuladas comerciales existentes que se decidió hacer un diseño lo más sencillo posible, incluyendo piezas normalizadas (y por tanto asequibles) y huyendo de materiales con excelentes propiedades, pero muy caros, como el titanio. Así se ha conseguido un producto menos costoso pero que cubre una necesidad.

La sencillez y el menor coste que otros productos de características similares hacen esta órtesis adecuada para el tratamiento de pacientes en países del tercer mundo. Además, la posibilidad de imprimir las piezas principales con una impresora 3D hace muy sencillo conseguir recambios en unas pocas horas. Por último, podría ser utilizada por varios pacientes consecutivamente, con tan solo cambiar almohadillas y cintas, lo que reduciría el coste enormemente.

A nivel profesional, el producto debe cumplir con las especificaciones indicadas perfectamente. El responsable debe asegurarse de que los materiales con los que será fabricado y los elementos normalizados con los que se ensamblará cumplen las especificaciones acordadas con el proveedor, para evitar fallos prematuros de la órtesis, así como que los mecanizados son correctos y todas las dimensiones están dentro de tolerancia. Pero no solo debe tenerse en cuenta el producto final, sino que, como ingenieros, el proceso de fabricación del mismo es tanto o más importante. Por ejemplo, el ABS emite vapores nocivos al ser extruido durante la impresión 3D, por lo que si se utiliza este método deben tomarse las medidas pertinentes para evitar la intoxicación de los trabajadores. También es importante indicar que el ABS es un plástico que puede ser reciclado al final de su vida útil, lo que contribuye a la conservación del medio ambiente.

A nivel legal, un producto cuyo diseño o fabricación deficiente pueda ser perjudicial para el paciente (por ejemplo, provocándole lesiones, ya sean temporales o permanentes), puede tener consecuencias graves para el responsable. Es por esto que es vital llevar a cabo una fase de prototipado y pruebas, para asegurar que el diseño es seguro. Además, deberá pasar las inspecciones obligatorias pertinentes y recibir las certificaciones obligatorias que le permitan salir al mercado.

8 CONCLUSIONES

En este trabajo se ha llevado a cabo el proceso de diseño de una órtesis articulada de descarga para el miembro superior.

Se han procurado realizar un trabajo muy completo, cubriendo todos los aspectos importantes del diseño de un producto, dentro de los medios disponibles: el diseño propiamente dicho, el análisis por elementos finitos, el prototipado, la elección de los materiales y el proceso de fabricación que debería seguirse.

Gracias al sencillo análisis por elementos finitos se han podido mejorar algunos aspectos del diseño, como la elección de un material diferente al resto, más resistente, para las piezas número 5. Sin embargo, es importante destacar que con el análisis no se puede concluir que este sea el diseño más adecuado para el fin que se persigue, principalmente por la simplificación que se ha hecho de las condiciones de contorno.

También se ha mejorado el diseño gracias a la impresión de las piezas principales en 3D. Los objetos reales permiten detectar debilidades y fortalezas que en un modelo CAD pueden pasar inadvertidas.

Puede decirse que la órtesis es un buen diseño para objetos de peso moderado, pero si se quisiera extender su uso como exoesqueleto en ámbitos como el industrial, deberían reconsiderarse aspectos tanto de diseño como de material. En ese caso podrían escogerse materiales mucho más resistentes, aunque con un precio elevado, y probablemente deberían rediseñarse las piezas que la componen.

Así pues, el diseño es una propuesta que pretende cubrir una necesidad: dar más autonomía a personas en proceso de rehabilitación. No obstante, es cierto que todavía existe un cierto margen de mejora en el producto, pues sería necesario ensayarlo para comprobar su correcto funcionamiento y realizar las mejoras pertinentes.

Por otro lado, es cierto que el material utilizado para las piezas principales, el ABS, tiene un coste menor que otros materiales que pueden utilizarse para la fabricación de órtesis y exoesqueletos. Sin embargo, debe realizarse un estudio económico para determinar el mínimo número de unidades fabricadas rentable para escoger el proceso de fabricación más adecuado de acuerdo a la demanda prevista.

Por último, se proporciona una dirección web en la que puede encontrarse la versión digital en pdf de este texto, los planos, las piezas en formato .stl para la impresión 3D y otros archivos de interés:

https://www.dropbox.com/sh/9xaa0wobgwfav6g/AACXnqBvoeO3LnFPvj_ABoW3a?dl=0

9 PLANIFICACIÓN TEMPORAL

9.1 Estructura de descomposición del proyecto (EDP)

En la Figura 9.1 se presentan todas las tareas a realizar durante la ejecución del proyecto, ordenadas de forma jerárquica.

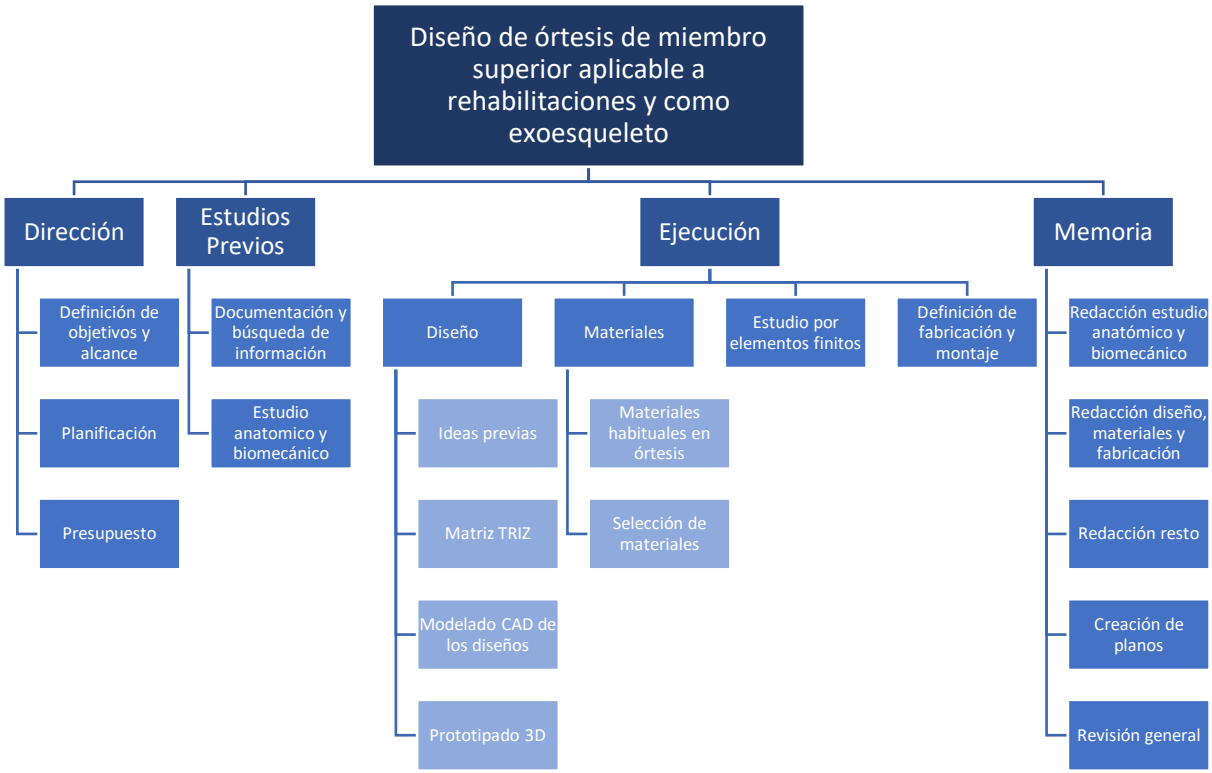


Figura 9.1: Estructura de descomposición del proyecto.

9.2 Planificación temporal

Para la planificación temporal se ha utilizado el diagrama de Gantt (Fig. 9.2), creado con el programa Project 2016 de Microsoft Office.

Las tareas que en él se especifican son las mismas que los paquetes de trabajo de la EDP, aunque algunas se han agrupado de manera diferente para obtener un resultado más visual.

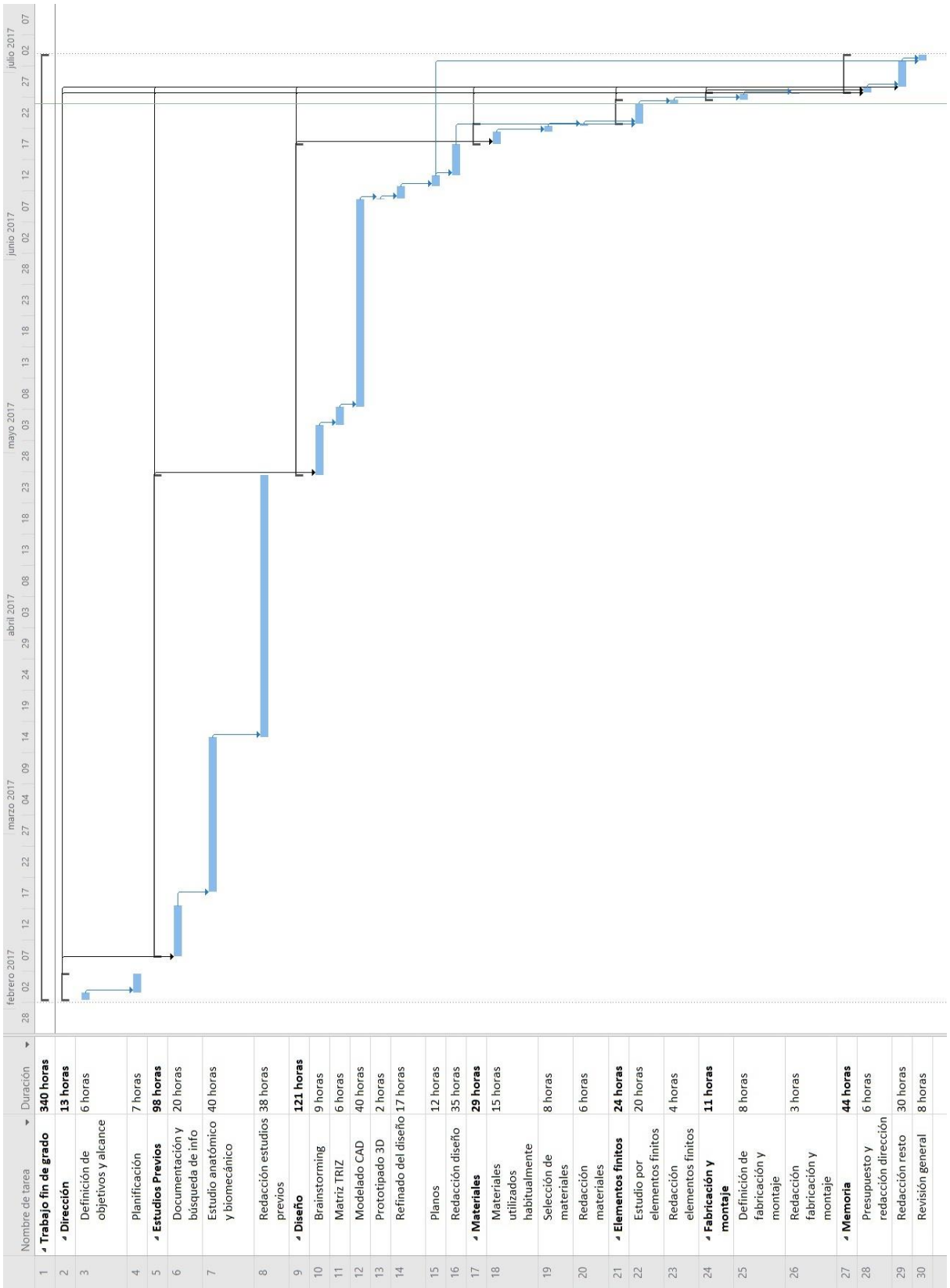


Figura 9.2: Diagrama de Gantt.

10 PRESUPUESTO

En la Tabla 10.1 se detalla el presupuesto completo del proyecto.

1. Materiales					**5,1**
Artículo	Concepto	Unidades	Cantidad	Coste unitario	Total (€)
101	Velcro macho	m	1	0,95	0,95
102	Velcro hembra	m	1	0,95	0,95
103	Arandela latón	ud	1	0,1	0,1
104	Tuerca M6	ud	1	0,05	0,05
105	Perno M6	ud	1	0,25	0,25
106	Muelle	ud	1	0,4	0,4
107	Bobina PLA 1kg	ud	0,15	16	2,4
2. Personal					**6350**
Artículo	Concepto	Unidades	Cantidad	Coste unitario	Total (€)
201	Estudiante ingeniería	h	340	12	4080
202	Tutor	h	50	45	2250
203	Técnico impresión 3D	h	0,5	40	20
3. Maquinaria					**162**
Artículo	Concepto	Unidades	Cantidad	Coste unitario	Total (€)
301	Impresora 3D	h	9	18	162
4. Amortizaciones					**100**
Artículo	Concepto	Unidades	Cantidad	Coste unitario	Total (€)
401	Ordenador portátil Asus K501U	año	0,5	200	100
5. Bienes intangibles					**1,589895**
Artículo	Concepto	Unidades	Cantidad	Coste unitario	Total (€)
501	Paquete Office	ud	1	0	0
502	Solid Edge ST9	ud	1	0	0
503	Consumo eléctrico	kWh	13,5	0,11777	1,589895
6. Imprevistos (2%)					**132,374**
TOTAL bruto					**6751,064 €**
				IVA (21%)	1417,723
TOTAL					**8168,787 €**

Tabla 10.1: Presupuesto del proyecto.

Para la amortización del ordenador portátil Asus K501U se ha aplicado el coeficiente de amortización lineal máximo para equipos para procesos de información, 25%, según la Agencia Tributaria [27]. Además, se ha tenido en cuenta que el tiempo de elaboración del proyecto ha sido de 6 meses.

$$800€ \times 0{,}25 = 200€/año$$

Para el precio del consumo eléctrico se ha tomado como referencia el precio medio del kWh para tarifas PVPC (precio voluntario para el pequeño consumidor) el día consultado, que era de 0,11777€/kWh, según Endesa [28]. Se considera que se ha utilizado el portátil durante 300h de las 340h totales de realización del proyecto. Para un consumo de 45W, se obtiene un total de 13,5kWh.

11 NORMATIVA

Una norma, tal y como la define AENOR (Asociación Española de Normalización y Certificación) [29], es “un documento de aplicación voluntaria que contiene especificaciones técnicas basadas en los resultados de la experiencia y del desarrollo tecnológico. Es el fruto del consenso entre todas las partes interesadas e involucradas en la actividad objeto de la misma y deben ser aprobadas por un organismo de normalización reconocido”. Las normas garantizan unos niveles de calidad y seguridad.

Así pues, las normas son voluntarias por definición. Sin embargo, la administración puede exigir su cumplimiento mediante una ley, decreto o reglamento.

En España, la UNE es el único organismo de normalización, designado por el Ministerio de Economía, Industria y Competitividad. Las normas UNE vigentes de aplicación en el proyecto son:

- UNE-EN ISO 22523:2007 Prótesis de miembros externos y órtesis externas. Requisitos y métodos de ensayo (ISO 22523:2006).
- UNE 111912:1990 Prótesis y órtesis. Aspectos médicos. Descripción de las malformaciones congénitas de los miembros.
- UNE 111909-1:1990 Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 1: términos generales.
- UNE 111909-2:1990 Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 2: términos relativos a las prótesis y a los portadores de prótesis.
- UNE 111909-3:1990 Prótesis y órtesis. Vocabulario. Parte 3: términos relativos a las órtesis.
- UNE-EN ISO 11469:2017 Plásticos. Identificación genérica y marcado de productos plásticos (ISO 11469:2016).

A nivel internacional existen otros organismos de normalización, como la Organización Internacional de Normalización (ISO). Las normas ISO vigentes son:

- ISO 13404:2007 Prosthetics and orthotics – Categorization and description of external orthoses and orthotic components.
- ISO 8549-1:1989 Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses.
- ISO 8549-2:1989 Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 2: Terms relating to external limb prostheses and wearers of these prostheses.
- ISO 8549-3:1989 Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 3: Terms relating to external orthoses.
- ISO 8551:2003 Prosthetics and orthotics – Functional deficiencies – Description of the person to be treated with an orthosis, clinical objectives of treatment, and functional requirements of the orthosis
- ISO 14155:2011 Clinical investigation of medical devices for human subjects – Good clinical practice.
- ISO 22523:2006 External limb prostheses and external orthoses – Requirements and test methods.
- ISO 11469:2016 Plastics – Generic identification and marking of plastics products.

En cuanto a legislación española, debe cumplirse el Real Decreto 1591/2009, de 16 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios.

Por último, podrían añadirse la norma UNE EN 22768-1:1993 (DIN ISO 2768) de Tolerancias Generales y otras normas DIN de elementos normalizados.

12 BIBLIOGRAFÍA

[1] Ethier, C.R., Simmons, C. (2007). *Introductory Biomechanics. From Cells to Organisms*. Nueva York: Cambridge University Press.

[2] Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. Nueva York: Springer.

[3] Kapandji, A.I. (2006). *Fisiología Articular*. París: Editions MALOINE, Editorial Médica Panamericana.

[4] Nordin, M., Frankel, V.H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Filadelfia: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins.

[5] Moore, K.L., Agur, A.M.R. (2009). *Fundamentos de anatomía con orientación clínica*. Filadelfia: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins.

[6] Tözeren, A. (2000). *Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement*. York: Springer.

[7] Netter, F. H. (2011). *Atlas de Anatomía Humana*. Barcelona: Elsevier Masson.

[8] Fornalski, S., Gupta, R., Lee, T.Q. (2003, diciembre). Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*, 7(4), pp. 168-178.

[9] Budynas, R.G., Nisbett, J.K. (2006). *Shigley's Mechanical Engineering Design*. EEUU: McGraw-Hill.

[10] F. Cardarelli. (2008). *Materials Handbook: A concise desktop reference*. Londres: Springer.

[11] C. A. Harper. (2002). *Handbook of plastics, elastomers & composites.* Nueva York: McGraw-Hill Handbooks.

[12] Grupo de Ingeniería Gráfica y Simulación, ETS Ingenieros Industriales, UPM. (2013) *Tablas de dibujo industrial*. Madrid: Publicaciones ETSII UPM.

[13] *Applied Orthopedic Biomechanics course, University at Buffalo*. (2017). *Buffalo.edu*. Recuperado de https://wings.buffalo.edu/eng/mae/courses/417-517

[14] *Crea Chile*. (2017). *Trizchile.com*. Recuperado de http://www.trizchile.com/creachile/

[15] *TRIZ 40 Principles*. (2017). *Triz40.com*. Recuperado de http://www.triz40.com/aff_Principles_TRIZ.php

[16] Gadd, K. (2011). TRIZ for Engineers: Enabling Inventive Problem Solving. *Appendix I: 39 Parameters of the Contradiction Matrix*. Chichester: John Wiley & Sons, Ltd.

[17] Chacón, E. (2017). *Apuntes de la asignatura INGENIA: Proyecto de Máquinas*. Madrid: ETSII UPM.

[18] Grupo de innovación educativa: FISIOINNO. (2017). *Tema 2. Funciones y Mecanismos de Acción de la Ortoprotésica.* Valencia: Universidad de Valencia. Recuperado de http://www.uv.es/mpisea/54656d615f325f5f496e74726f6475636369c3b36e5f615f6c615f6f72746f70726f74c3a973696361.pdf

[19] *Tema 6. Materiales metálicos, cerámicos y polímeros (III) — OCW - UC3M*. (2017). *Ocw.uc3m.es*. Recuperado de http://ocw.uc3m.es/ciencia-e-oin/quimica-de-los-materiales/Material-de-clase/tema-6.-materiales-metalicos-ceramicos-y-polimeros-iii

[20] *Orthotic Materials*. (2017). *Coxorthotics.com*. Recuperado de http://www.coxorthotics.com/materialsinformation.html

[21] *Catálogo de materiales*. (2016). Ortopedia.proteor.com. Recuperado de http://www.ortopedia.proteor.es/pages/ht/mat-sp.pdf

[22] Torres, A. (2011). IFMB Proceedings: V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011, Habana, Cuba. *Evaluación de Materiales Compuestos para Prótesis y Órtesis de Miembro Inferior*, 33, pp. 615-618. Heidelberg, Berlín: Springer. Recuperado de https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-21198-0_157

[23] *Ácido poliláctico (PLA)*. (2017). *Textoscientificos.com*. Recuperado de https://www.textoscientificos.com/polimeros/acido-polilactico

[24] *Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) Plástico | UL Prospector*. (2017). *Plastics.ulprospector.com*. Recuperado de https://plastics.ulprospector.com/es/generics/1/acrilonitrilo-butadieno-estireno-abs

[25] *ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas*. (2017). *Impresoras3D.com*. Recuperado de https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102837127-abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas

[26] Plastiglas de Mexico (2017). *Manual de pegado*.

[27] *Tabla de coeficientes de amortización lineal. - Agencia Tributaria*. (2017). *Agenciatributaria.es*. Recuperado de http://www.agenciatributaria.es/AEAT.internet/Inicio/_Segmentos_/Empresas_y_profesionales/Empresas/Impuesto_sobre_Sociedades/Periodos_impositivos_a_partir_de_1_1_2015/Base_imponible/Amortizacion/Tabla_de_coeficientes_de_amortizacion_lineal_.shtml

[28] *Precio de la electricidad a tiempo real*. (2017). Endesa. Recuperado de https://www.endesaclientes.com/precio-luz-pvpc.html

[29] *AENOR - Asociación Española de Normalización y Certificación*. (2017). *Aenor.es*. Recuperado de http://www.aenor.es/aenor/inicio/home/home.asp

[30] *Ortesis - Diccionario Académico de la Medicina*. (2017). *Dic.idiomamedico.net*. Recuperado de http://dic.idiomamedico.net/ortesis

[31] *Ortesis para miembro superior - Ortoweb*. (2017). *Ortoweb.com*. Recuperado de https://www.ortoweb.com/deporte-y-rehabilitacion/ortesis-miembro-superior

[32] *Nomenclatura Internacional de la UNESCO para los campos de Ciencia y Tecnología*. (2017). *Idi.mineco.gob.es*. Recuperado de http://www.idi.mineco.gob.es/portal/site/MICINN/menuitem.8ce192e94ba842bea3bc811001432ea0/?vgnextoid=363ac9487fb02210VgnVCM1000001d04140aRCRD&vgnextchannel=28fb282978ea0210VgnVCM1000001034e20aRCRD

13 ÍNDICE DE FIGURAS

Figura i: Modelo de Hill [2]. ii
Figura ii: Vigas que representan el antebrazo. iii
Figura iii: Primera propuesta de diseño. iv
Figura iv: Segunda propuesta de diseño. iv

Figure i: Hill muscle model [2]. viii
Figure ii: Beams that represent the forearm. ix
Figure iii: First design proposal. x
Figure iv: Second design proposal. x

Figura 1.1: Órtesis articulada de codo. 4

Figura 3.1: Estructura microscópica del hueso [5]. 8
Figura 3.2: Fémur [5]. 9
Figura 3.3: Curvas tensión-deformación en hueso compacto y esponjoso [4]. 10
Figura 3.4: Curvas tensión-deformación para tracción en distintas direcciones [4]. 11
Figura 3.5: Curvas tensión-deformación para distintas velocidades de aplicación de carga [4]. 11
Figura 3.6: Viga biapoyada a flexión. 12
Figura 3.7: Tipos de tejido muscular. 13
Figura 3.8: Estructura microscópica del músculo [5]. 15
Figura 3.9: Representación del músculo esquelético [4]. 15
Figura 3.10: Modelo de Hill [2]. 16
Figura 3.11: Contracción concéntrica. 17
Figura 3.12: Contracción excéntrica. 17
Figura 3.13: Curva tensión-longitud de un sarcómero. 19
Figura 3.14: Curva tensión-longitud de un músculo [4]. 19
Figura 3.15: Curva carga-velocidad de un músculo [4]. 20
Figura 3.16: Curva fuerza-tiempo de contracción de un músculo [4]. 20
Figura 3.17: Curva longitud-fuerza según el tipo de fibra muscular [4]. 21
Figura 3.18: Curva fuerza-velocidad según el tipo de fibra muscular [4]. 21
Figura 3.19: Ángulo de peneación. 22
Figura 3.20: Estructura del tendón. 23
Figura 3.21: Diferencia entre las fibras de tendones y ligamentos [4]. 24
Figura 3.22: Curva tensión-deformación de un tendón/ligamento [4]. 25
Figura 3.23: Ciclo de histéresis de un tendón/ligamento [4]. 25
Figura 3.24: Partes del miembro superior [5]. 26
Figura 3.25: Movimientos del miembro superior [5]. 26
Figura 3.26: Ejes de rotación de los movimientos del miembro superior [4]. 27
Figura 3.27: Huesos del miembro superior, vista anterior [5]. 28
Figura 3.28: Huesos del miembro superior, vista posterior [5]. 29
Figura 3.29: Músculos del brazo, plano superficial, vista anterior [7]. 31
Figura 3.30: Músculos del brazo, plano superficial, vista posterior [7]. 32
Figura 3.31: Músculos del antebrazo, plano superficial, vista anterior [7]. 33
Figura 3.32: Músculos del antebrazo, plano profundo, vista posterior [7]. 34
Figura 3.33: Articulación de tipo gínglimo [5]. 35
Figura 3.34: Tendones y ligamentos del codo [7]. 35

Figura 3.35: Modelo del codo [3]. 36
Figura 3.36: Superficie articular cubital [4]. 36
Figura 3.37: Ángulos que componen el valgo [4]. 36
Figura 3.38: Flexión activa (izda.) y pasiva (dcha.) [3]. 37
Figura 3.39: Radiografía del codo. 37
Figura 3.40: Lugar geométrico de los ejes de rotación del codo [8]. 38
Figura 3.41: Representación del codo [3]. 38
Figura 3.42: Fuerza en el codo [3]. 39
Figura 3.43: Efecto de la pronación [3]. 40
Figura 3.44: Inserción del ligamento colateral lateral [4]. 41
Figura 3.45: Inserción del ligamento colateral medial [4]. 41
Figura 3.46: Variación de la fuerza en la articulación humerocubital [8]. 42
Figura 3.47: Esfuerzos en la cavidad sigmoidea mayor del cúbito [8]. 43
Figura 3.48: Fuerzas en el antebrazo sujetando un peso P [4]. 43
Figura 3.49: Diagrama del antebrazo [1]. 45
Figura 3.50: Diagrama de momentos en el antebrazo [1]. 46

Figura 4.1: Funcionamiento de la matriz TRIZ. 49
Figura 4.2: Matriz TRIZ con x. 53
Figura 4.3: Principios inventivos de la contradicción estudiada. 54
Figura 4.4: Viga que representa el antebrazo con giro libre. 56
Figura 4.5: Viga que representa el antebrazo con posición fija. 57
Figura 4.6: Primera propuesta para posición fija. 58
Figura 4.7: Segunda propuesta para posición fija. 58
Figura 4.8: Resortes en paralelo. 59
Figura 4.9: Viga que representa el antebrazo con giro auxiliado. 59
Figura 4.10: Primera propuesta de articulación. 60
Figura 4.11: Primera propuesta de articulación: piezas. 61
Figura 4.12: Inserción de la pieza 3 en la 1. 62
Figura 4.13: Constante k. 62
Figura 4.14: Segunda propuesta de articulación. 63
Figura 4.15: Segunda propuesta de articulación. 63
Figura 4.16: Pieza 4. 64
Figura 4.17: Constante elástica en muelle cilíndrico y cónico. 64
Figura 4.18: Palanca. 65
Figura 4.19: Ángulo y radio del hueco disponible para el muelle. 65
Figura 4.20: Tipos de extremos de muelles de compresión. 66
Figura 4.21: Tornillo M6x35 DIN 965 Z. 70
Figura 4.22: Tuerca hexagonal M6 DIN 934. 71
Figura 4.23: Tornillo M1,6x12 DIN 912. 71
Figura 4.24: Arandela plana A 6,4 DIN 125. 71
Figura 4.25: Fijación al miembro: diseño. 72
Figura 4.26: Pieza 1 con anclajes. 72
Figura 4.27: Pieza 2 con anclajes. 72
Figura 4.28: Tensiones en la pieza 2. 74
Figura 4.29: Desplazamientos en la pieza 2. 74
Figura 4.30: Tensiones en el conjunto 1-3-4-6. 75
Figura 4.31: Tensiones en el conjunto 1-3-4-6: detalle. 75
Figura 4.32: Desplazamientos en el conjunto 1-3-4-6. 76
Figura 4.33: Tensiones en las piezas 5. 76
Figura 4.34: Deformaciones en el conjunto 1-3-4-5-6. 77

Figura 4.35: Deformaciones en las piezas 5. 77
Figura 4.36: Diseño final de la órtesis: dibujo completo. 78
Figura 4.37: Diseño final de la órtesis: articulación. 79
Figura 4.38: Topes para el anclaje de los muelles. 80
Figura 4.39: Test de tolerancias. 80
Figura 4.40: Piezas del primer diseño. 81
Figura 4.41: Piezas del primer diseño montadas (sin tapa). 81
Figura 4.42: Detalle: espacio entre las piezas 2 y 3. 82
Figura 4.43: Piezas del diseño final. 82
Figura 4.44: Montaje de las piezas 1, 2, 3 y 7 del diseño final. 83

Figura 6.1: Pieza 3, planta. 93
Figura 6.2: Vista explosionada de la articulación. 95
Figura 6.3: Ajuste piezas 1 y 3. 97

Figura 9.1: Estructura de descomposición del proyecto. 103
Figura 9.2: Diagrama de Gantt. 104

14 ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas de hueso compacto y esponjoso [4]. 10
Tabla 3.2: Puntos de inserción y otras características de los cuatro músculos principales de la flexión [1]. 44

Tabla 4.1: Fuerza muscular y de reacción para distintos pesos con giro libre. 56
Tabla 4.2: Fuerza muscular y de reacción para distintos pesos con posición fija. 57
Tabla 4.3: Fuerza del muelle y de reacción para distintos pesos y reducciones de fuerza muscular. 60
Tabla 4.4: Cálculo del muelle de compresión. 68
Tabla 4.5: Constantes del muelle para distintas longitudes útiles. 69
Tabla 4.6: Cálculo del muelle de tracción. 69
Tabla 4.7: Parámetros principales de los muelles seleccionados. 70

Tabla 5.1: Propiedades del ABS, el PP y el PE [10]. 88
Tabla 5.2: Comparativa entre órtesis metálicas y de termoplástico. 89
Tabla 5.3: Propiedades mecánicas del ABS [10]. 90
Tabla 5.4: Propiedades mecánicas del acero inoxidable 304 [10]. 91

Tabla 6.1: Valores de tolerancia en mm para dimensiones lineales, clase m [12]. 96
Tabla 6.2: Valores de tolerancia en mm para radios de curvas y alturas de bisel, clase m [12]. 96
Tabla 6.3: Valores de tolerancia para ángulos según la longitud del lado menor del ángulo, clase m [12]. 96
Tabla 6.4: Tolerancias geométricas generales de rectitud y planitud, clase K [12]. 96
Tabla 6.5: Tolerancias geométricas generales de simetría, clase K [12]. 96
Tabla 6.6: Tolerancias geométricas generales de perpendicularidad, clase K [12]. 96

Tabla 10.1: Presupuesto del proyecto. 105

15 ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

Abreviaturas

Dcha.: derecha

Ej.: ejemplo

Fig.: figura

Izda.: izquierda

Siglas y acrónimos

ABS: acrilonitrilo butadieno estireno

AENOR: Asociación Española de Normalización y Certificación

ATP: adenosín trifosfato

CAD: diseño asistido por ordenador

DEHP: di(2-etilhexil) ftalato

DIN: Instituto Alemán de Normalización

EVA: etilvinilacetato

GAGs: glicosaminoglucuronanos

ISO: Organización Internacional de Normalización

PE: polietileno

PET: polietilentereftalato

PLA: ácido poliláctico

PP: polipropileno

PVC: policloruro de vinilo

PVPC: precio voluntario para el pequeño consumidor

TRIZ: teoría para resolver problemas de inventiva

UNE: Una Norma Española

16 GLOSARIO

abducción: movimiento de alejamiento del plano medio del cuerpo en el plano frontal

aducción: movimiento de aproximación al plano medio del cuerpo en el plano frontal

anisótropo: que tiene diferentes propiedades cuando se examina o ensaya en direcciones diferentes

brainstorming o lluvia de ideas: herramienta de trabajo que facilita el surgimiento de nuevas ideas originales

distal: más alejado del tronco o del punto de origen

eje neutro: eje alrededor del cual gira una sección transversal de una viga a flexión, contenido en dicha sección

exoesqueleto: estructura dura y resistente que recubre el cuerpo, dotándolo de protección, sujetándolo y mejorando su comportamiento

fascia: capa de tejido conjuntivo organizado y denso, desprovista de grasa, que envuelve la mayor parte del cuerpo, profunda a la piel y al tejido subcutáneo

gínglimo o tróclea: articulación sinovial que solo permite movimientos de flexión y extensión

inserción: unión del músculo con el hueso

método de los elementos finitos: método numérico para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales complejas, subdividiendo el cuerpo en un número elevado de dominios (elementos finitos)

miembro superior: extremidad que se fija a la parte superior del tronco

órtesis: aparato externo utilizado para modificar las condiciones estructurales y funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto

osteona: unidad anatómica y funcional, o elemento básico, del tejido óseo

periostio: membrana de tejido conjuntivo exterior a los huesos que sirve para su nutrición y regeneración

pronación: rotación interna del antebrazo y la mano tal que la palma queda orientada posteriormente

propiocepción: capacidad para sentir la posición relativa de nuestros músculos en el espacio

prótesis: aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro ausente o deficiente. Se incluye cualquier aparato que tenga una parte en el interior del cuerpo humano por necesidades estructurales o funcionales

proximal: más próximo al tronco o al punto de origen

rebase fraccional al cierre (ξ): parámetro de un resorte de compresión que relaciona la fuerza máxima de operación de dicho resorte (F_{max}) y la fuerza de cierre (F_s)

$$F_s = (1 + \xi)F_{máx}$$

sarcómero: unidad anatómica y funcional del músculo esquelético o estriado

sinovial: se refiere bien al líquido que nutre al cartílago articular y lubrica las superficies articulares, bien a la articulación que contiene dicho líquido

supinación: rotación externa del antebrazo y la mano tal que la palma quede orientada anteriormente

valgo: desviado hacia afuera

varo: desviado hacia dentro

viscoelasticidad: comportamiento de determinados materiales que presentan propiedades tanto elásticas como viscosas cuando se deforman. En ellos la deformación depende del tiempo y las tensiones y esfuerzos dependen de la deformación y su velocidad

17 ANEXO I: CÁLCULO DE MUELLES DE COMPRESIÓN

STATIC SPRING DESIGN

Choose d

Over-a-rod

As-wound or set

$$D = d_{rod} + d + \text{allow}$$

Free

As-wound

$$S_{sy} = \text{const}(A)/d^{m\,\dagger}$$

$$C = \frac{2\alpha - \beta}{4\beta} + \sqrt{\left(\frac{2\alpha - \beta}{4\beta}\right)^2 - \frac{3\alpha}{4\beta}}$$

$$\alpha = \frac{S_{sy}}{n_s} \qquad \beta = \frac{8(1+\xi)F_{max}}{\pi d^2}$$

$$D = Cd$$

Set removed

$$S_{sy} = 0.65A/d^m$$

$$D = \frac{S_{sy}\pi d^3}{8n_s(1+\xi)F_{max}}$$

In-a-hole

As-wound or set

$$D = d_{hole} - d - \text{allow}$$

$$C = D/d$$

$$K_B = (4C+2)/(4C-3)$$

$$\tau_s = K_B 8(1+\xi)F_{max}D/(\pi d^3)$$

$$n_s = S_{sy}/\tau_s$$

$$\text{OD} = D + d$$

$$\text{ID} = D - d$$

$$N_a = Gd^4 y_{max}/(8D^3F_{max})$$

N_t: Table 10–1

L_s: Table 10–1

L_O: Table 10–1

$$(L_O)_{cr} = 2.63D/\alpha$$

$$\text{fom} = -(\text{rel. cost})\gamma\pi^2 d^2 N_t D/4$$

Print or display: d, D, C, OD, ID, N_a, N_t, L_s, L_O, $(L_O)_{cr}$, n_s, fom

Build a table, conduct design assessment by inspection

Eliminate infeasible designs by showing active constraints

Choose among satisfactory designs using the figure of merit

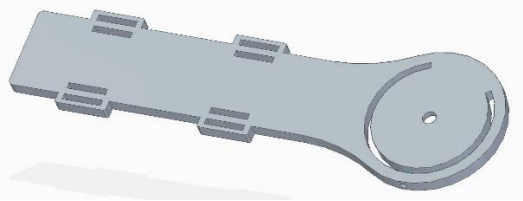
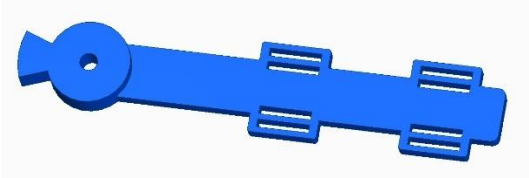
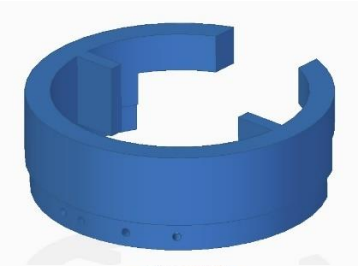
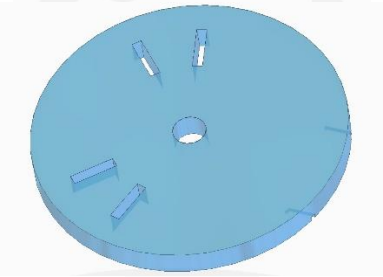
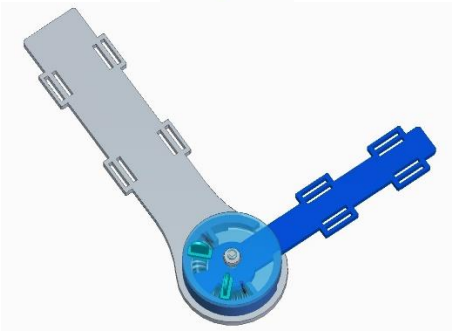
	Type of Spring Ends			
Term	**Plain**	**Plain and Ground**	**Squared or Closed**	**Squared and Ground**
End coils, N_e	0	1	2	2
Total coils, N_t	N_a	$N_a + 1$	$N_a + 2$	$N_a + 2$
Free length, L_0	$pN_a + d$	$p(N_a + 1)$	$pN_a + 3d$	$pN_a + 2d$
Solid length, L_s	$d(N_t + 1)$	dN_t	$d(N_t + 1)$	dN_t
Pitch, p	$(L_0 - d)/N_a$	$L_0/(N_a + 1)$	$(L_0 - 3d)/N_a$	$(L_0 - 2d)/N_a$

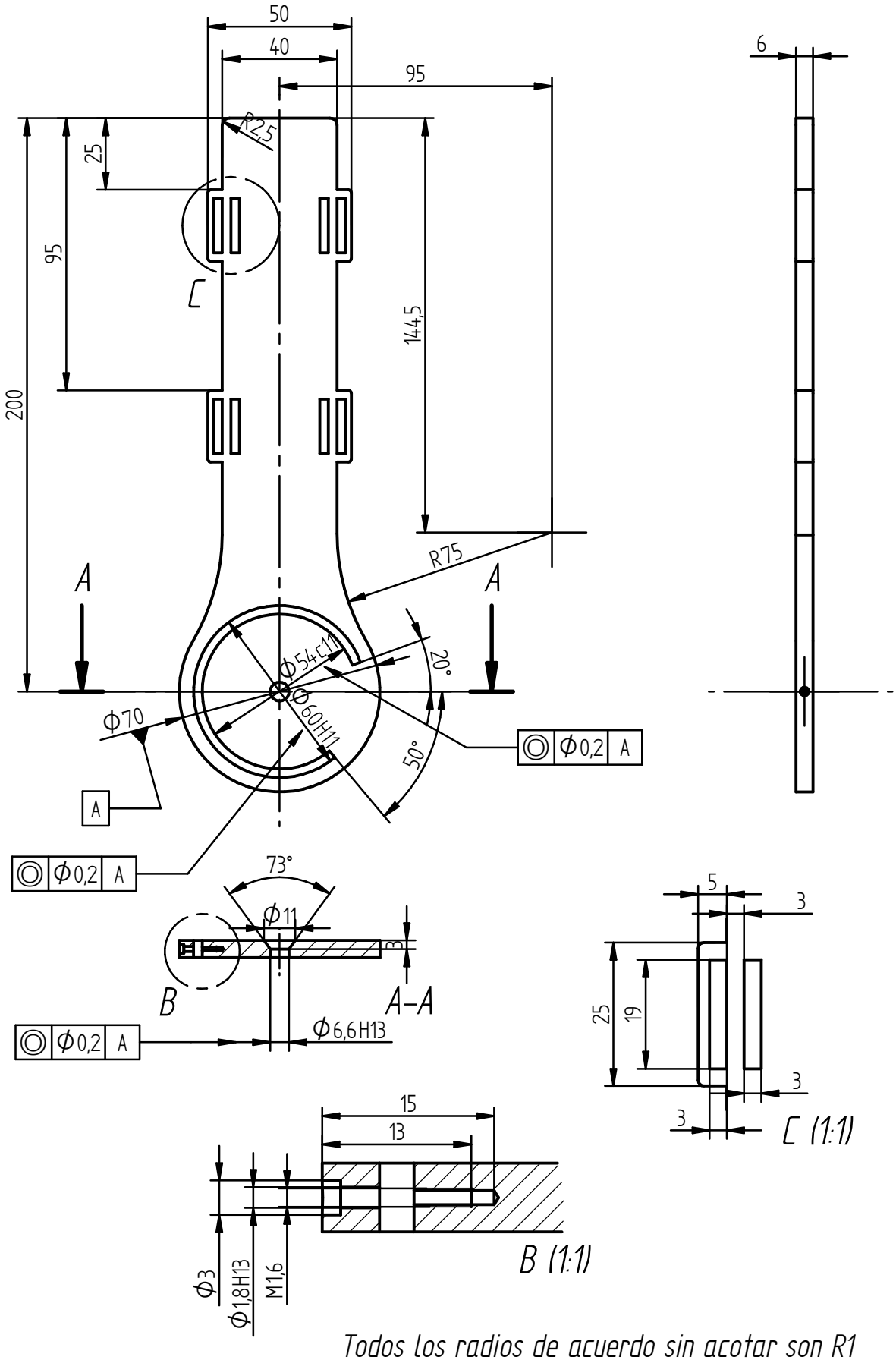
18 ANEXO II: TIPOS DE VELCRO Y SUS PROPIEDADES

	GANCHOS TEJIDOS				GANCHOS TIPO SETA TEJIDOS		
CARACTERÍSTICAS	Hook 088 * ***	Hook PSI ****	Hook 066 HI-AIR® *	Hook 081 Poliéster *	VEL-LOC® 085 *	SUPER VEL-LOC® 083 *	SUPER VEL-LOC® Quadrilobal *
CIERRE RECOMENDADO	Loop 001	Loop PSI	Loop 003 HI-AIR®	Loop 9000 Poliéster	Velour 3165 estándar	Loop 001	Loop 001
MATERIAL BASE	Poliamida	Poliamida	Poliamida Fibras[1] de NOMEX®	Poliéster	Poliéster Polipropileno	Poliéster Polipropileno	Poliéster Polipropileno
CONSTRUCCIÓN	Ganchos de altas prestaciones	Bordes tejidos	Bordes tejidos	Tejido	Gancho "tipo seta"	Gancho "tipo seta" de alta densidad	Gancho "tipo seta" en forma de arpón muy agresivo
CICLO DE VIDA	Alto	Alto	Medio	Medio	Medio	Medio/Bajo	Bajo
FUERZA DE PELAJE (MEDIA)	2 N/cm	**	0,9 N/cm	1,4 N/cm	2 N/cm	7 N/cm	24 N/cm
FUERZA DE CIZALLADURA (MEDIA)	10,3 N/cm²	**	5,2 N/cm²	9,7 N/cm²	20 N/cm²	70 N/cm²	115 N/cm²
FUERZA DE ROTURA (MÍNIMA)	210 N/cm	**	-	-	220 N/cm	350 N/cm	Mín. 300 N/cm
COLORES ESTÁNDAR	20 colores	Negro, blanco, verde nato, marino, azulina	Natural, verde camuflaje	Negro, blanco, verde camuflaje	10 colores	Negro, blanco, beige, gris	Negro, blanco
ANCHOS ESTÁNDAR (mm)	16, 20, 25, 30, 38, 50, 100, 107, 150	16, 20, 25, 30, 38, 50, 105	25,4mm (1") 50,8mm (2")	25,4mm (1") 50,8mm (2") 101,6mm (4")	16, 20, 25, 30, 38, 50, 100, 125, 160, 190	16, 20, 30, 50, 100	Max. 111
PRESENTACIONES ESTÁNDAR	Rollos de 25m Cajas dispensadoras Carretes	Rollos de 25m	Rollos de 45,72m (50 yardas)	Rollos de 45,72m (50 yardas)	Rollos de 25m Cajas dispensadoras Carretes	Rollos de 25m	Rollos de 25m

* Disponibles con tratamiento de resistencia al fuego o F.R.T. (de acuerdo con la normativa FAR 25853 y MVSS 302).
** Cumple con los requisitos militares establecidos por el ejército francés (BROCHURE 5508 GPEM/TC) y por el ejército sueco (FVM) (especificación técnica 11861 E).
*** Disponibles con tratamiento antibacteriano.
**** Disponibles con tratamiento de infrarrojos.

19 ANEXO III: PLANOS

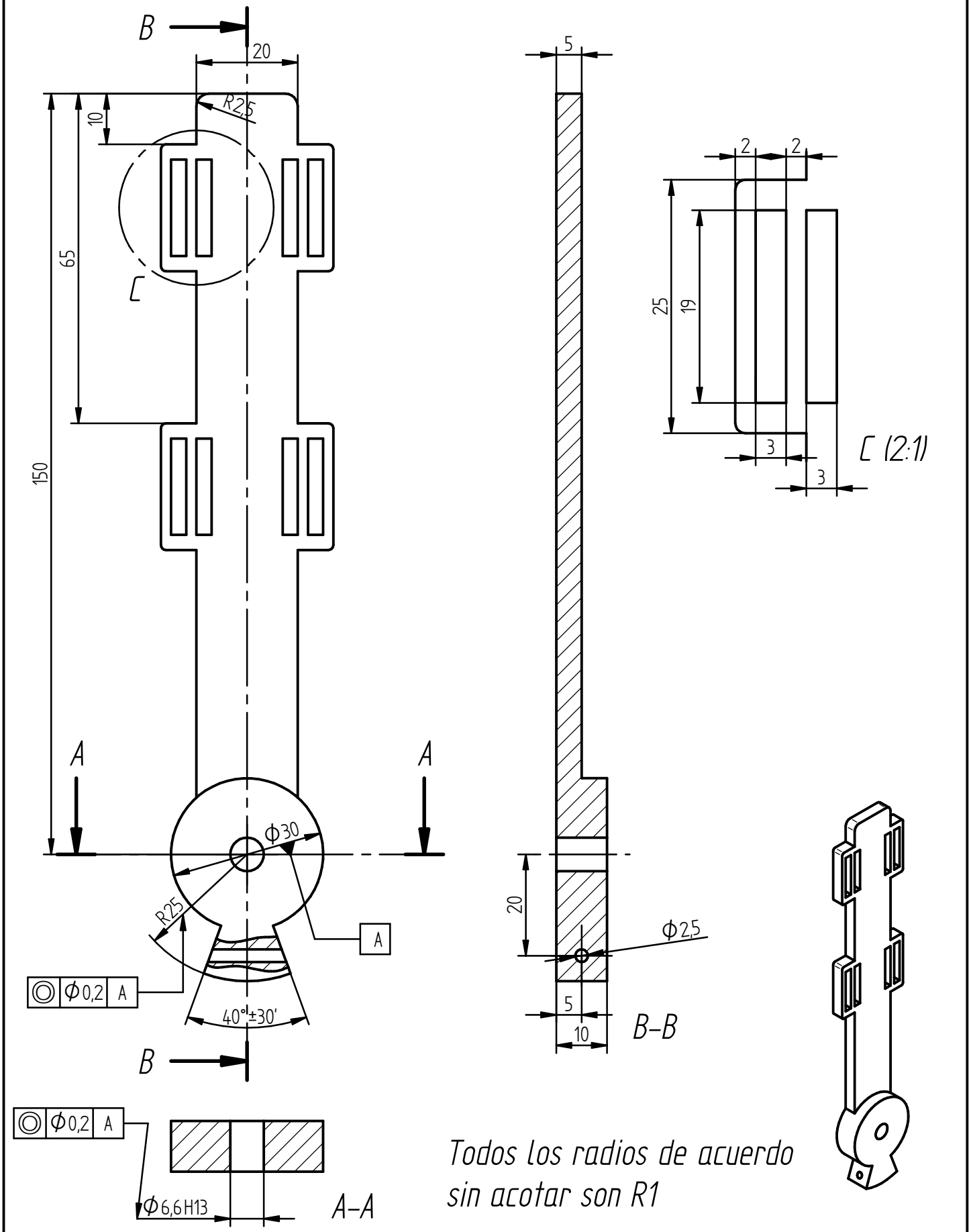
Plano	Pieza	Imagen
1	Pieza 1	
2	Pieza 2	
3	Pieza 3	
4	Pieza 4	
5	Pieza 5	
6	Conjunto	



Todos los radios de acuerdo sin acotar son R1

SIS. REP.	Escala	nº plano	TRABAJO FIN DE GRADO	
	1:2	1	Pieza 1	
Nombre	Elena	DNI	05335948V	ETSII – UPM
Apellidos	Escuder Miliá n			
Matrícula	13120	GRADO GITI	Curso 2016/2017	

EDUCATIONAL ACADEMIC COPY



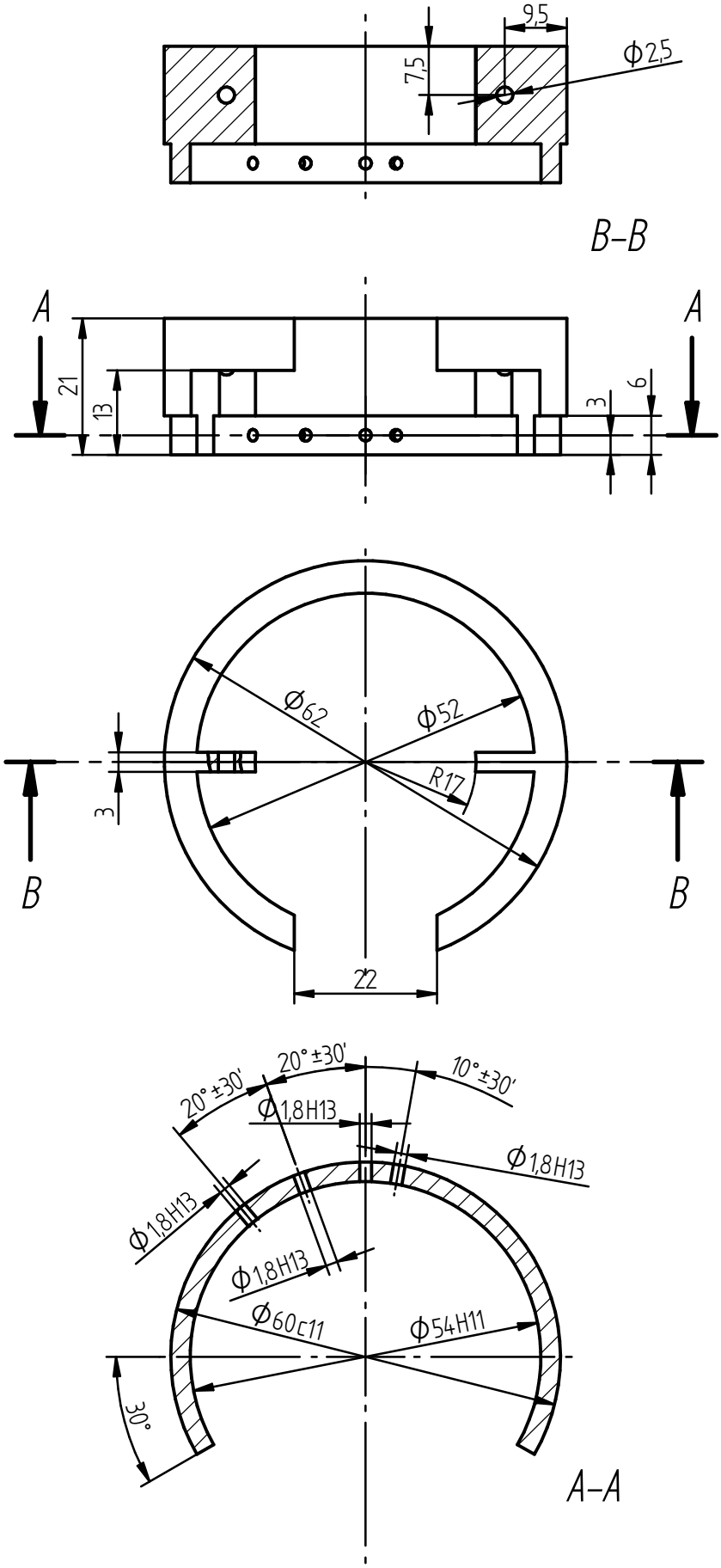
SIS. REP.	Escala	nº plano	TRABAJO FIN DE GRADO
	1:1	2	Pieza 2

Nombre	Elena	DNI	05335948V
Apellidos	Escuder Miliá n		
Matrícula	13120	GRADO GITI	Curso 2016/2017

ETSII – UPM

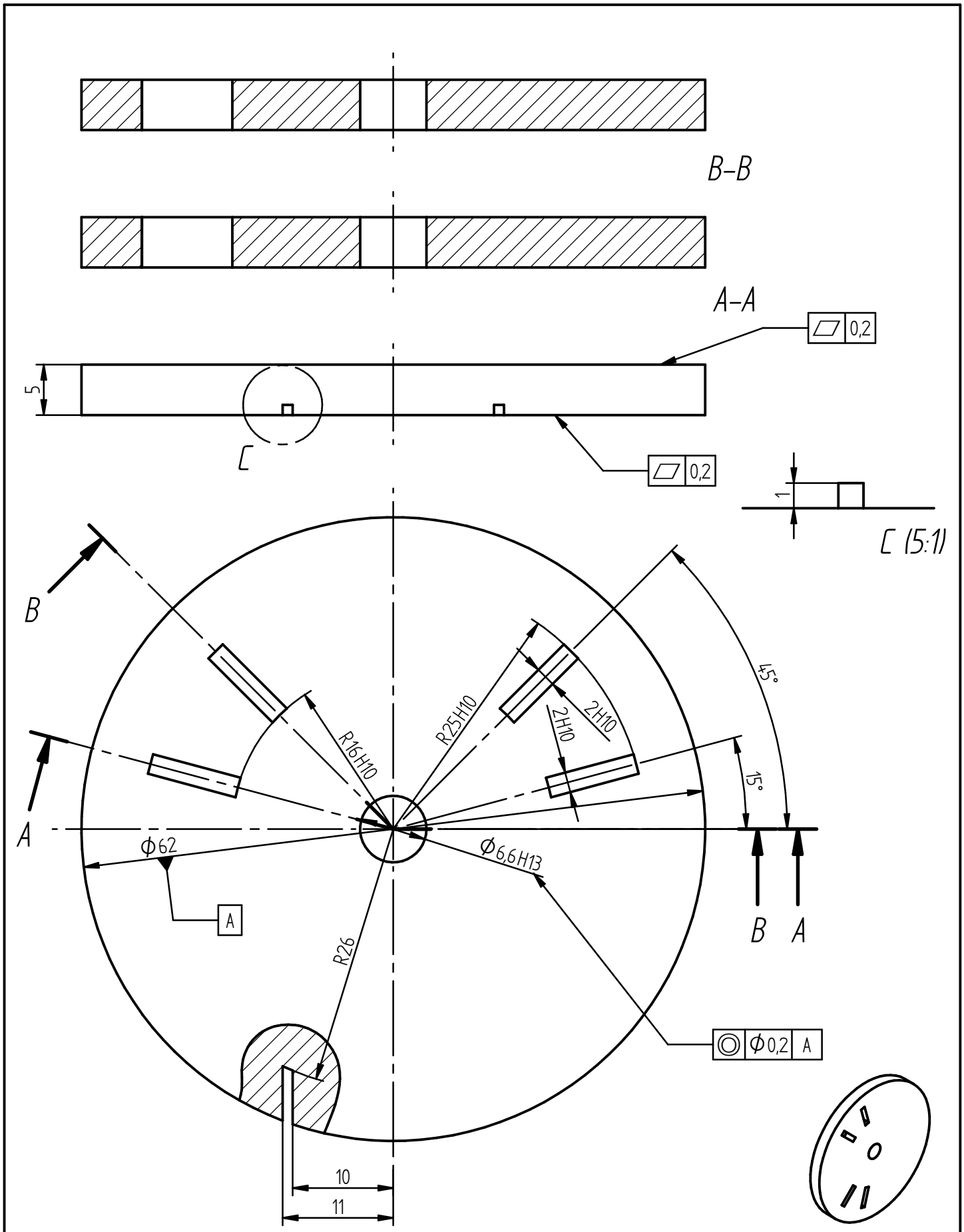
ETSII | UPM

EDUCATIONAL ACADEMIC COPY



SIS. REP.	Escala	nº plano	TRABAJO FIN DE GRADO	
	1:1	3	Pieza 3	
Nombre	Elena	DNI	05335948V	ETSII – UPM
Apellidos	Escuder Miliá n			
Matrícula	13120	GRADO GITI	Curso 2016/2017	

EDUCATIONAL ACADEMIC COPY



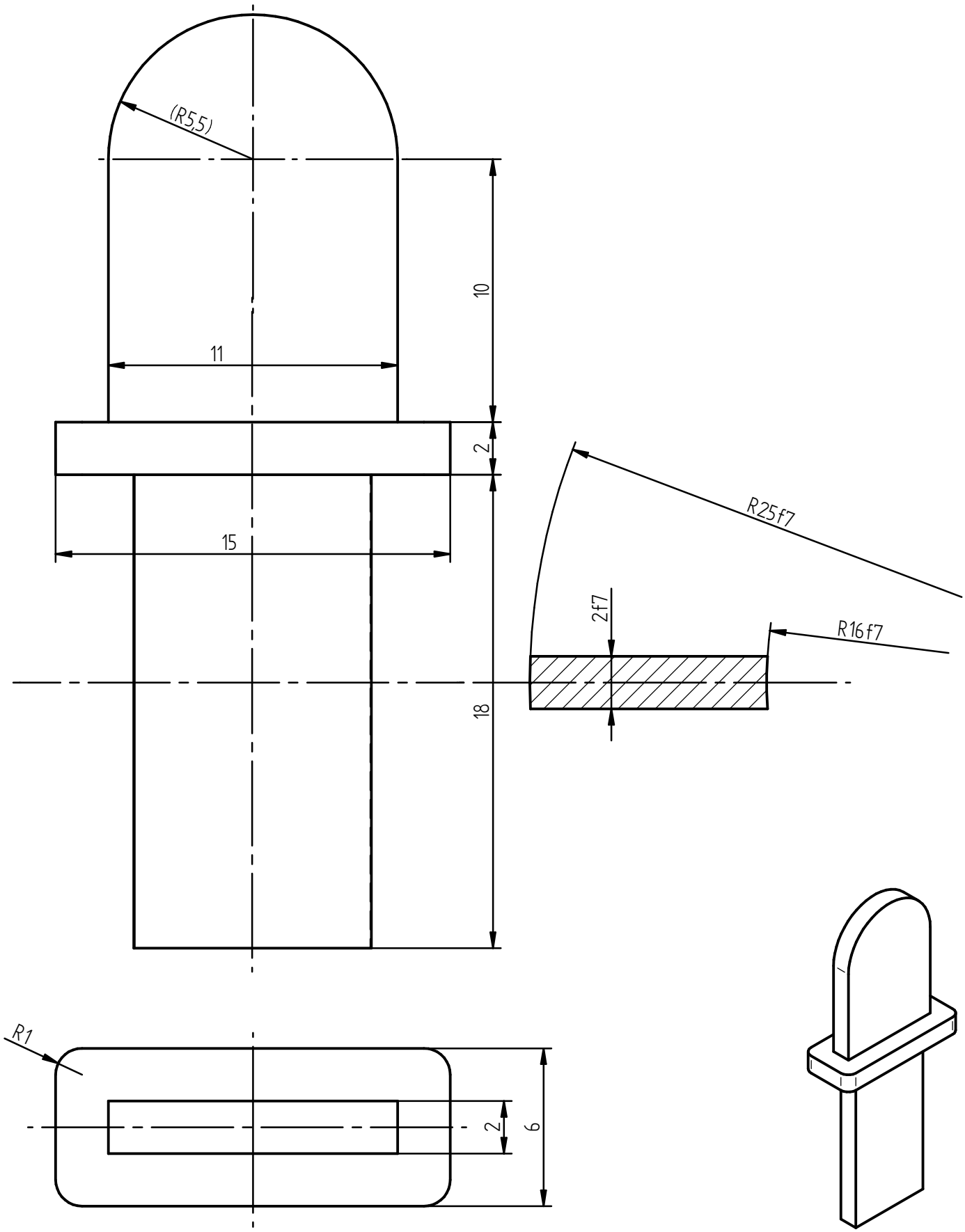
SIS. REP.	Escala	nº plano	TRABAJO FIN DE GRADO
	2:1	4	Pieza 4

Nombre	Elena		DNI	05335948V
Apellidos	Escuder Miliá n			
Matrícula	13120	GRADO	GITI	Curso 2016/2017

ETSII - UPM

ETSII | UPM

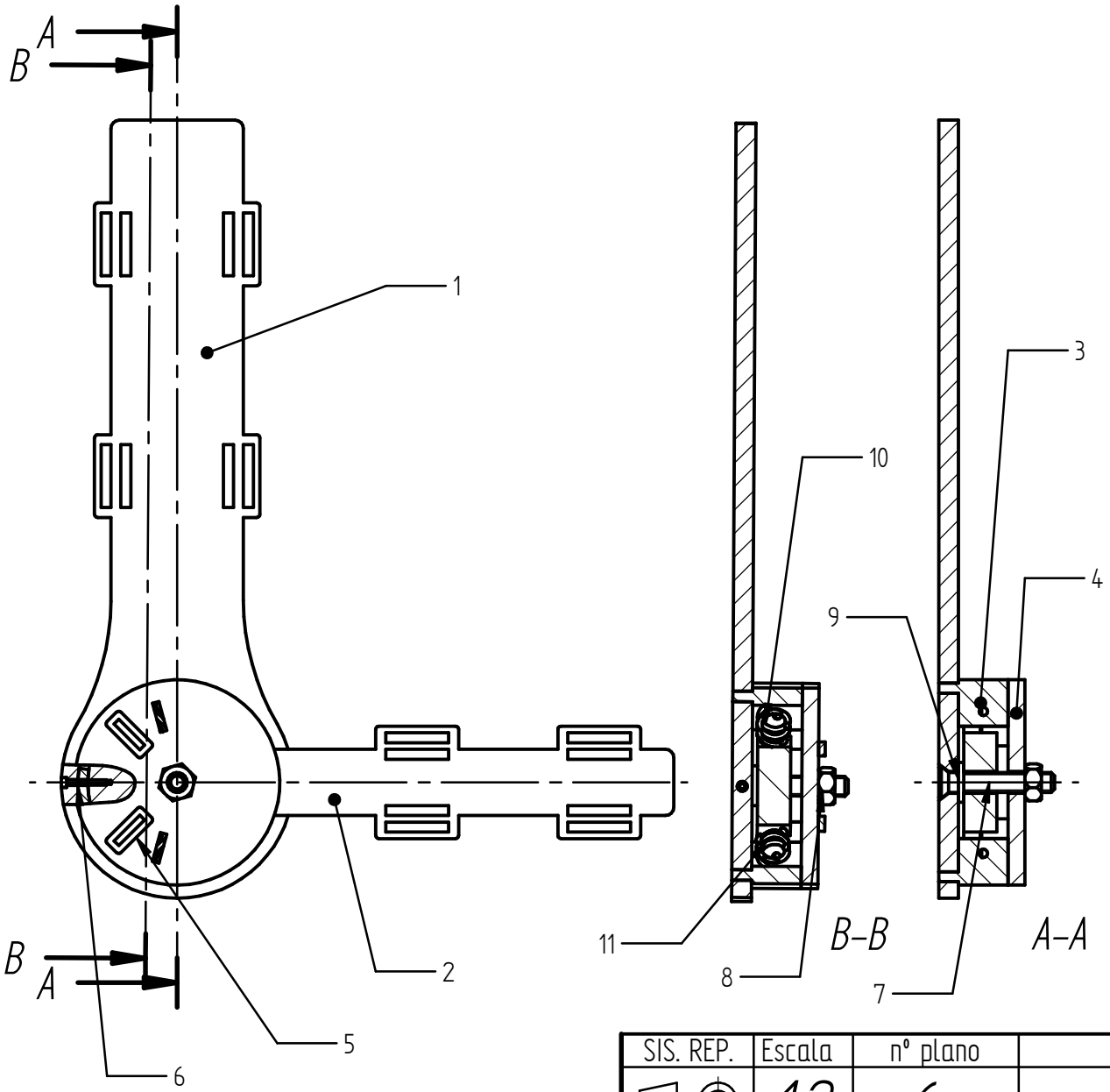
EDUCATIONAL ACADEMIC COPY



SIS. REP.	Escala	nº plano	TRABAJO FIN DE GRADO	
	5:1	5	Pieza 5	
Nombre	Elena	DNI	05335948V	ETSII - UPM
Apellidos	Escuder Miliá n			
Matrícula	13120	GRADO GITI	Curso 2016/2017	

STUDENT ACADEMIC COPY

ETSII | UPM



Número de elemento	Elemento	Plano/Designación	Cantidad
1	Pieza 1	Plano 1	1
2	Pieza 2	Plano 2	1
3	Pieza 3	Plano 3	1
4	Pieza 4	Plano 4	1
5	Pieza 5	Plano 5	2
6	Tornillo Allen M1,6	M1,6x12 DIN 912	1
7	Tornillo M6	M6x35 DIN 965 Z	1
8	Tuerca M6	M6 DIN 934	1
9	Arandela	A 6,4 DIN 125	1
10	Muelle compresión	Ver texto	1
11	Muelle tracción	Ver texto	1

SIS. REP.	Escala	nº plano	TRABAJO FIN DE GRADO
	1:2	6	Articulación (plano de conjunto)

Nombre	Elena		DNI	05335948V	ETSII – UPM
Apellidos	Escuder Milián				
Matrícula	13120	GRADO	GITI	Curso 2016/2017	

ETSII | UPM

SOLID EDGE ACADEMIC COPY