

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
INGENIERÍA DE LA SALUD

**DISEÑO PROTESICO DE ARTICULACIÓN
SUBASTRAGALINA Y MEDIOTARSIANA**
**PROSTHETIC DESIGN OF SUBTALAR AND MIDTARSAL
JOINT**

Realizado por
Manuel García Guerrero
Tutorizado por
Víctor Manuel Smith Fernández
Francisco Ezquerro Juanco
Departamento
Anatomía Humana, Medicina Legal e Historia de la Ciencia
Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, 14 de Septiembre de 2016

Fecha defensa:
El Secretario del Tribunal

Resumen:

Objetivos. Se pretende dar una solución a las fracturas de cuello astragalino, cuyos tratamientos actuales no resultan eficaces y acaban en la fusión de los huesos de la articulación mediotarsiana produciendo una pérdida de movilidad y funcionalidad.

Material y método. Se ha tomado el astrágalo de un cadáver sobre el que se realiza el estudio. Sobre este astrágalo se han tomado unas imágenes tridimensionales en forma de malla de puntos con los que se trabaja para realizar el diseño protésico de las dos componentes, la cabeza astragalina y el implante. Este modelado se ha realizado mediante el software CAD SolidWorks.

Resultados. Se han evaluado la semejanza que tiene nuestra componente de la cabeza astragalina con la cabeza astragalina original, para ello se han realizado mediciones con el programa SolidWorks. En dichas mediciones obtenemos resultados bastante buenos en los que el error que se comete es muy pequeño, haciendo nuestro diseño muy parecido al anatómico.

Conclusiones. El diseño protésico tiene el objeto de dar una solución ante las fracturas de cuello del astrágalo, que actualmente no posee tales reemplazos protésicos en el mercado. Esta solución evita las problemáticas que esta lesión puede generar y además es capaz de mantener la movilidad y funcionalidad de la articulación mediotarsiana.

Palabras clave: astrágalo, articulación mediotarsiana, prótesis, cabeza astragalina, fractura de cuello del astrágalo, osteonecrosis

Abstract:

Objective. It is intended to provide a solution to the astragalus neck fractures, which current treatments are not effective and end up in the fusion of the bones of the mid-tarsal joint resulting in a loss of mobility and function.

Material and method. Astragalus has been taken from a corpse about which the study is made. This astragalus have taken a three-dimensional images in a grid of points with which we work for the prosthetic design of the two components, the talar head and implant. This modeling was performed using the SolidWorks CAD software.

Results. We have evaluated the resemblance of our component of the astragalus head with the original astragalus head, for it has been made measurements with the SolidWorks program. In these measurements we get pretty good results, in which the error committed is very small, doing our design very similar to the anatomical one.

Conclusions. The prosthetic design is intended to provide a solution to the astragalus neck fractures, which currently has no such prosthetic replacements on the market. This solution avoids the problems that this injury can generate and is also able to maintain mobility and functionality of the mid-tarsal joint.

Keywords: astragalus, mid-tarsal joint, prosthesis, astragalus head, fracture of astragalus head, osteonecrosis

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1. ANATOMÍA DEL ASTRÁGALO	1
2. SUPERFICIES ARTICULARES DEL ASTRÁGALO	4
3. MOVIMIENTOS DEL ASTRÁGALO	5
4. DISEÑO PROTÉSICO	8
5. RELEVANCIA CLÍNICA.....	12
2. PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS	18
3. MATERIAL Y MÉTODO	19
1. DISEÑO DE CABEZA ASTRAGALINA.....	19
2. DISEÑO DE IMPLANTE	24
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	28
1. RESULTADOS DEL DISEÑO DE LA CABEZA ASTRAGALINA	28
2. RESULTADOS DEL DISEÑO DEL IMPLANTE.....	31
5. CONCLUSIONES	33

1. INTRODUCCIÓN

El trabajo que se muestra a continuación se enmarca en dos áreas de conocimiento, por un lado el área de la anatomía del cuerpo humano y por otro el área de la biomecánica y protética. El conocimiento de la forma, ubicación, disposición y relación de cada una de las partes de nuestro cuerpo es el que nos ofrece la anatomía, es por tanto un campo de conocimiento muy extenso y muy útil en nuestro cometido como ingeniero biomédico. Además de esto, la ciencia de la biomecánica y protética nos ofrece una visión muy importante también, en ella podemos conocer el comportamiento cinético y mecánico de cada una de las partes de nuestro cuerpo, así como las cargas que estos soportan, los ejes de rotación, etc.

La sinergia de ambas ciencias, por tanto, es imprescindible en la labor de ingeniería. En este caso en concreto, el principal protagonista del trabajo que se presenta a continuación va a ser el astrágalo, para ello se presentará la anatomía de éste, su diseño protésico y la relevancia clínica de él.

1. Anatomía del astrágalo

El astrágalo es un hueso que se localiza en la parte posterior del tarso, siendo el hueso más prominente del conjunto, encargándose de distribuir todo el peso del cuerpo sobre todo el conjunto del pie.

Las articulaciones del pie son muy numerosas y tienen una gran complejidad; como toda articulación su principal función es la de unir dos huesos, ofreciéndoles a estos una movilidad guiada por las diferentes estructuras de las que están compuestas. En el pie encontramos principalmente articulaciones que unen huesos del tarso entre sí y a su vez conectan estos con los del metatarso, entre ellas encontramos:

- la articulación subastragalina;
- la articulación transversa del tarso o mediotarsiana;
- la articulación tarsometatarsiana;
- y las articulaciones cuneocuboidea y cuneonavicular.

Las mencionadas articulaciones tienen una función doble, estas son:

- la orientación del pie respecto a los otros dos ejes, de forma que el pie se pueda ubicar adecuadamente con respecto al suelo sea cual sea la inclinación del terreno y la posición de la pierna. La articulación subastragalina es la principal encargada de esta función.
- modificación de la bóveda plantar para que el pie se pueda adaptar a las desigualdades del terreno.

En resumen, las funciones para las que están destinadas estas articulaciones son primordiales.

El astrágalo posee unas superficies articulares (que se explicarán detalladamente más adelante) que son las encargadas de distribuir la carga y fuerzas que se ejercen sobre él, estas fuerzas se pueden agrupar según la dirección a la que están dirigidas (*Figura 1*). Se recibe la carga principal que es la del peso del cuerpo sobre la cara articular superior, es decir, la fuerza que recibe la tróclea astragalina en dirección vertical y esta es distribuida en tres direcciones distintas a través de las distintas caras del astrágalo:

- La fuerza dirigida hacia atrás (flecha roja), es decir, hacia la tuberosidad mayor del calcáneo (el talón). La carga es distribuida a través de la articulación calcáneo-astragalina posterior (cuerpo del astrágalo).
- La fuerza dirigida hacia delante y adentro (flecha amarilla), es decir, hacia el apoyo anterior e interno. La fuerza en este caso se transmite mediante la articulación astragaloescafoidea (cabeza astragalina).
- La fuerza dirigida hacia delante y afuera (flecha verde), con otras palabras, hacia el apoyo anterior y externo. Se sirve de la articulación calcáneo-astragalina anterior para la distribución de carga del cuello del astrágalo.

La relativa repartición de las fuerzas en el apoyo sigue la siguiente proporción, 1/6 de la carga le corresponde al apoyo anteroexterno (flecha amarilla), 2/6 al apoyo anterointerno (flecha roja) y 3/6 al apoyo posterior (flecha verde). Sin embargo es el talón el que soporta la mayor fuerza, casi la mitad del peso del cuerpo cuando estamos en bipedestación, vertical e inmóvil. Mediante estudios baropodométricos se puede confirmar que el 60% de las fuerzas son distribuidas hacia el calcáneo y el 40% restante hacia el antepie¹.

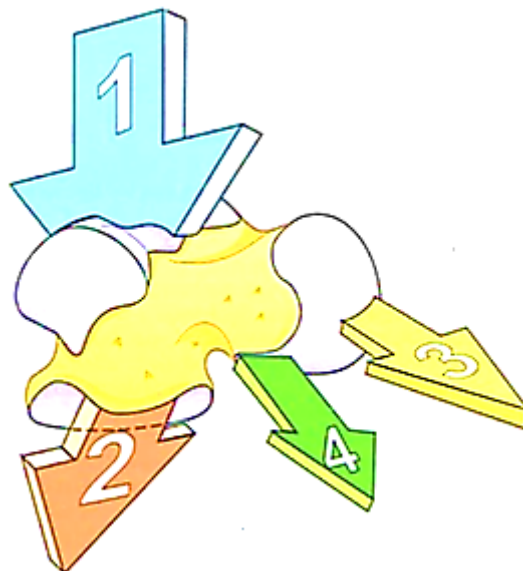


Figura 1: Distribución de cargas en el astrágalo².

¹ Viladot Voegeli, A. «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie». *Revista Española de Reumatología* 30, n.º 9 (2003): 469-77.

² A. I. Kapandji. (2015). *Fisiología Articular*. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.187

La transmisión de estas fuerzas antes mencionadas se pueden confirmar (*Figura 2*) observando la disposición que tienen las trabéculas óseas del astrágalo:

- En la cabeza estas líneas trabeculares se dirigen horizontalmente hacia la parte anterior del pie.
- En el cuello las trabéculas siguen la misma orientación que en la cabeza pero en esta zona la densidad ósea es mucho menor, esto junto a la disposición de estas líneas trabeculares hacen que la fractura del cuello astragalino sea común en golpes verticales.
- En el cuerpo astragalino las líneas trabeculares se orientan de forma oblicua hacia la carilla subastragalina, distribuyendo por tanto las cargas hacia la articulación subastragalina.

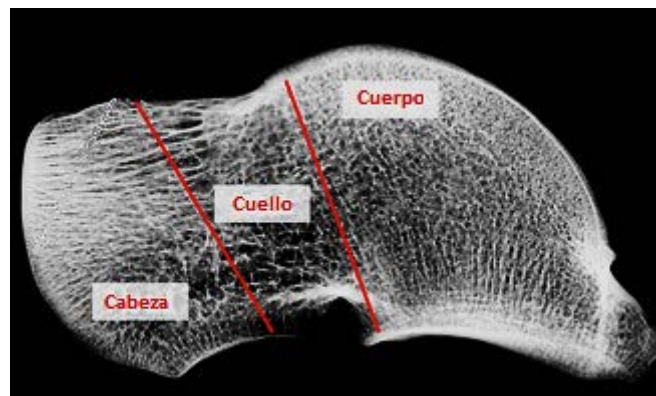


Figura 2: Disposición de las trabéculas en el astrágalo³.

Sobre este hueso no existen ningún tipo de inserciones musculares, todos los músculos pasan alrededor del hueso formando una especie de capsula que encierra al astrágalo dejándolo 'enjaulado', se pueden contar hasta trece tendones que encierran al astrágalo. Al no disponer de ninguna inserción muscular el astrágalo se sirve de los vasos sanguíneos que llegan de las inserciones ligamentosas para nutrirse, siendo este aporte suficiente para condiciones normales, ya que en caso de fractura del cuello del astrágalo se podría producir una necrosis aséptica en el cuello de este.

Además de ello y como última característica especial el astrágalo se encuentra totalmente cubierto por superficies articulares e inserciones ligamentosas que lo hacen ser un hueso primordial para la movilidad del pie. El hecho de que casi toda su superficie exterior se encuentre ocupada por superficie articular es un factor más que compromete su vascularización, ya que los vasos solo pueden acceder al hueso en las zonas desprovistas de superficie articular.

³ Krause, M., Rupprecht, M., Mumme, M. et al. Clinical Orthopaedics and Related Research (2013) 471: 3663.

2. Superficies articulares del astrágalo.

Como en toda articulación de nuestro cuerpo existen unas superficies o caras de contacto entre los huesos que componen la articulación en cuestión, estas superficies articulares son las encargadas en distribuir las cargas y además son las protagonistas del movimiento. En este trabajo se abordaran principalmente dos articulaciones del pie, estas son la articulación subastragalina y la articulación mediotarsiana, sin embargo, es de la articulación mediotarsiana la que se hará mayor énfasis.

El astrágalo articula con el calcáneo mediante dos superficies articulares:

- La superficie posterior del astrágalo (a) contacta con la superficie mayor del calcáneo (a'). Estas dos superficies se encuentran estrechamente vinculadas por la acción de los ligamentos de alrededor y por una capsula que las rodea, haciendo que esta sea una articulación autónoma.
- La superficie menor (b) se apoya sobre la superficie anterior del calcáneo (b') que se encuentra dirigida en sentido oblicuo y a su vez se encuentra sujeta por las dos apófisis (menor y mayor).

Sin embargo, con el escafoides tan solo es articulado mediante la cabeza astragalina:

- La cabeza del astrágalo (d) junto con la superficie posterior del escafoides (d') constituyen la parte interna de la articulación mediotarsiana o articulación transversa del tarso.

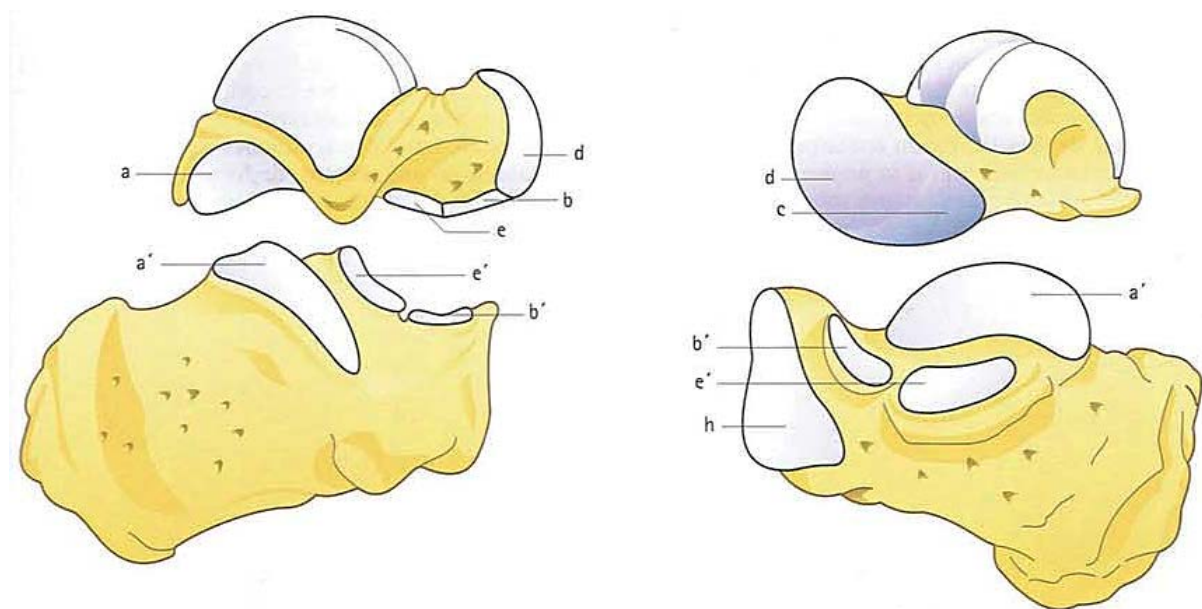


Figura 3: Superficies de la articulación subastragalina⁴.

⁴ A. I. Kapandji. (2015). Fisiología Articular. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.183

Por otro lado, la forma de estas superficies anteriormente mencionadas también resulta de interés para comprender mejor el funcionamiento de las articulaciones implicadas, que en este caso se tratan de diartrodias. Las diartrodias son articulaciones formadas por dos superficies articulares que se enfrentan y se ponen en contacto.

- El tálamo (a') es una superficie con forma de óvalo, convexa a lo largo de todo el eje y ligeramente cóncavo en sentido perpendicular. Se puede modelar, por tanto, como un segmento cilíndrico. Por el contrario, la superficie astragalina (a) opuesta al tálamo (a') también tiene esa forma cilíndrica, con radio y eje idénticos.
- La cabeza del astrágalo de forma global (incluyendo todas sus carillas secundarias) se considera como una pseudoesfera con un centro determinado.
- La superficie calcánea (b' y e) forman una cavidad esférica junto con la cara posterior del escafoides y el ligamento calcáneo-escafoideo plantar que completa la cavidad esférica entre la superficie calcánea y la cara posterior del escafoides.

3. Movimientos del astrágalo.

Una vez vistas las superficies articulares y la morfología de los huesos implicados en las articulaciones subastragalina y mediotarsiana podremos entender mejor los movimientos que estas son capaces de realizar, por un lado analizaremos los movimientos de la articulación subastragalina, los movimientos de la articulación mediotarsiana y el movimiento global de ambas.

Los movimientos de la articulación subastragalina (*Figura 4*) están condicionados en mayor medida por la congruencia e incongruencia de sus superficies, podemos tener entonces los movimientos de eversión e inversión y la posición de reposo.

- En la posición de reposo o posición media la congruencia de la articulación astragalina es máxima y es la única posición de congruencia. Esta es la posición adoptada por un pie sano sobre un plano horizontal con apoyo simétrico. Todas las superficies están alineadas y adaptadas por la acción de la gravedad, de manera que no es necesaria la intervención de ningún ligamento para alcanzar esta estabilidad.
- En la posición de inversión del pie se realizan tres desplazamientos elementales en los tres planos del espacio. Por un lado hay una corta flexión plantar, desplazando a este hacia abajo. El movimiento de aducción del pie hacia dentro es el otro movimiento que se da. El último movimiento que se puede apreciar es la supinación, una leve inclinación del pie sobre su cara externa.
- En la posición de eversión ocurre lo mismo que en el movimiento de inversión, pero en sentido contrario. Se dan tres movimientos en los tres planos del espacio: una leve flexión dorsal del pie, hacia arriba; un

desplazamiento hacia fuera, abducción; una pronación del pie sobre su cara interna.

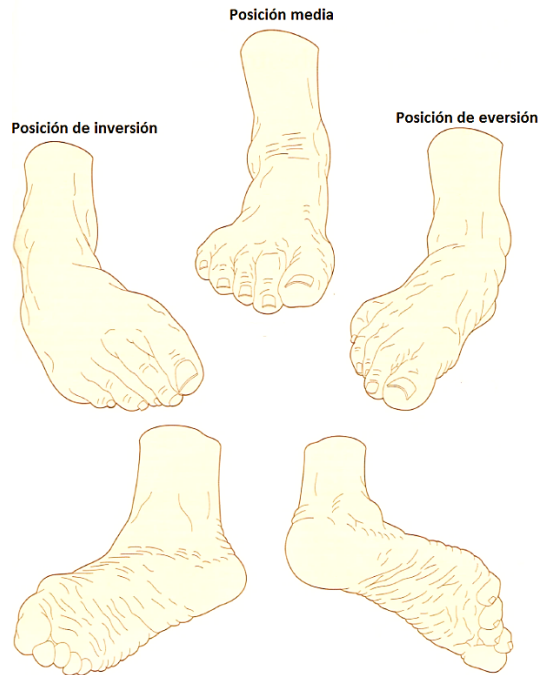


Figura 4: Movimientos de eversión, inversión y reposo del pie⁵.

Los movimientos en la articulación mediotarsiana están condicionados como hemos dicho anteriormente, por la morfología de las superficies articulares pero también por la acción de los ligamentos que las rodean. En los movimientos de inversión y eversión se producen desplazamientos del escafoides sobre la cabeza astragalina, estos desplazamientos se realizan hacia dentro y hacia abajo (*Figura 5*) gracias a la tracción del musculo tibial posterior (TP).

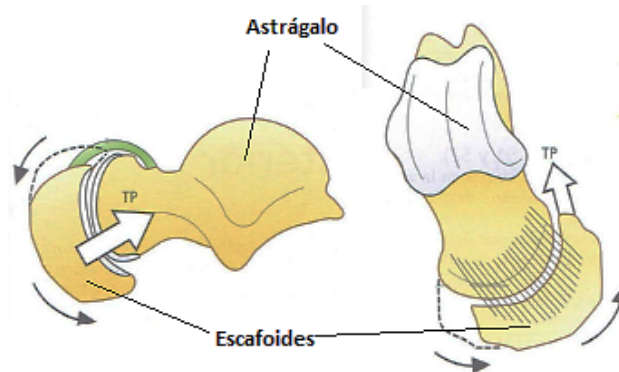


Figura 5: Movimientos en la articulación transversa del tarso⁶.

Acabamos de observar estas dos articulaciones por separado, pero resulta evidente que no actúan por separado ya que se encuentran mecánicamente unidas mediante unos ligamentos y superficies articulares formando un conjunto funcional indivisible

⁵ A. I. Kapandji. (2015). Fisiología Articular. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.181

⁶ A. I. Kapandji. (2015). Fisiología Articular. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.197

que se mueve en torno a un eje, con un grado de libertad. Este eje es el eje de Henke que “forma un ángulo de 16° con el plano longitudinal y de 42° con el transversal”⁷.

Movimiento de eversión (Figura 6)

- El escafoides (Esc) y el cuboides (Cub) se desplazan hacia fuera (Flecha azul Ab), dirigiendo por tanto el antepie hacia delante y hacia fuera (Flecha azul Pron).
- El antepie gira sobre sí mismo en el sentido de la pronación gracias al desplazamiento hacia abajo del escafoides y a la abducción del cuboides.

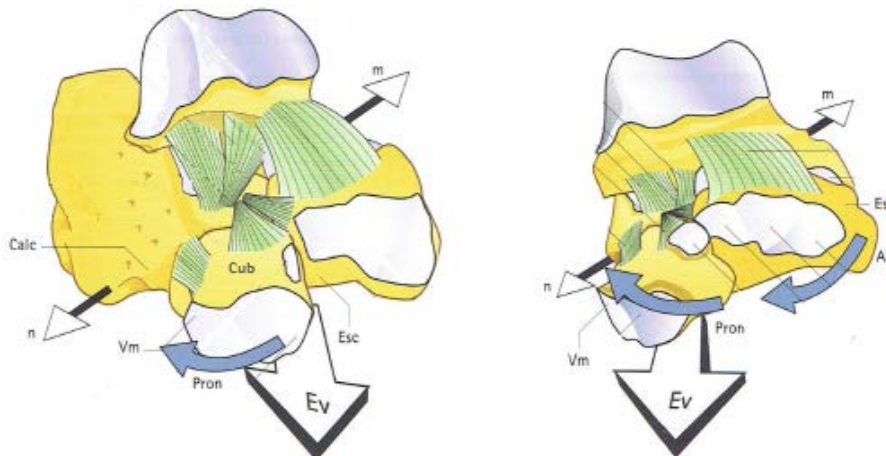


Figura 6: Movimiento de eversión. Funcionamiento global.⁸

Movimiento de inversión (Figura 7)

- El escafoides y el cuboides se desplazan hacia dentro (Flecha roja Ad), dirigiendo el antepie en este caso hacia delante y adentro (Flecha roja).
- El antepie gira en torno a un eje anteroposterior. Esta rotación se debe al desplazamiento del escafoides hacia arriba y del cuboides hacia abajo, realizando una supinación.

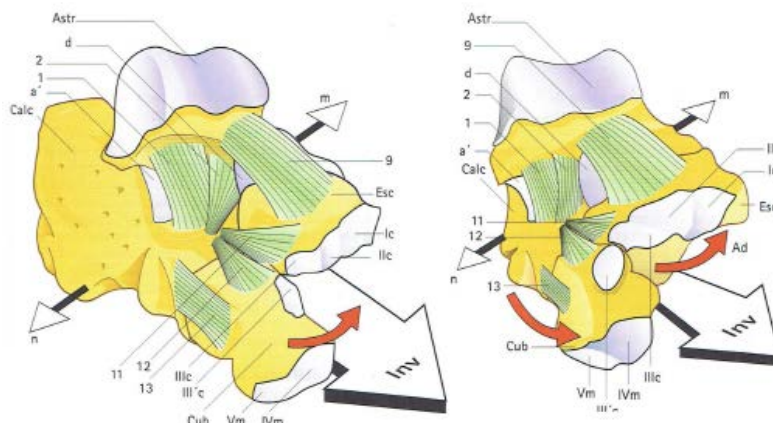


Figura 7: Movimiento de inversión. Funcionamiento global.⁹

⁷ Viladot Voegeli, A. «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie». *Revista Española de Reumatología* 30, n.º 9 (2003): 469-77.

⁸ A. I. Kapandji. (2015). *Fisiología Articular. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha*. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.199

4. Diseño protésico

En el diseño de una prótesis se deben tener en cuenta muchos aspectos, pero entre todos estos destacan la elección de los biomateriales y la morfología de los componentes, estos dependen de muchos factores que hacen que las elecciones sean muy diversas. Estos factores son: la fatiga que soportaría el componente protésico, forma de anclaje, congruencia e incongruencia de las superficies, etc.

“Una prótesis es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para hacer que una parte del cuerpo trabaje mejor. Los ojos, los brazos, las manos, las piernas o las articulaciones faltantes o enfermas comúnmente son reemplazados por dispositivos protésicos.”¹⁰

Las prótesis tienen una clasificación según en el lugar donde se colocan, teniendo por tanto:

- Endoprotesis: aquellas que se insertan en el interior del organismo con el fin de sustituir de forma permanente a un hueso, una articulación o a cualquier otro tejido o parte del organismo.
- Exoprotesis: aquellas que sustituyen total o parcialmente a un miembro del aparato musculo-esquelético por amputación. La instalación de este dispositivo no requiere intervenciones quirúrgicas.

Todas estas prótesis están hechas de biomateriales que son materiales diseñados para interactuar con sistemas biológicos con el objetivo de tratar o reemplazar algún tejido u órgano del cuerpo. Los biomateriales están destinados a la fabricación de componentes, piezas o aparatos y sistemas médicos para su aplicación en seres vivos. Un requisito primordial de estos biomateriales es la biocompatibilidad, que es la capacidad que tiene un determinado material para provocar una respuesta apropiada en el receptor, esta respuesta hace que haya tres distinciones en cuanto a tipo de biomaterial. Existen, por tanto, los materiales bioinertes, aquellos que tienen una influencia nula o muy pequeña en los tejidos vivos que los rodean; los bioactivos, por el contrario, son los que pueden enlazarse a los tejidos óseos vivos; por último existen los biomateriales reabsorbibles o biodegradables, aquellos que se disuelven con el tiempo en el medio biológico y es el tejido del alrededor el que los sustituye. Además de esta diferenciación también cabe apreciar la procedencia de estos materiales, encontrando biomateriales de origen artificial (metales, cerámicas, polímeros, etc.) y los de origen biológico (colágeno, quitina, etc.).

⁹ A. I. Kapandji. (2015). Fisiología Articular. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.199

¹⁰ D. Zieve, D. R. Eltz, S. Slon y N. Wang, «MedlinePlus,» MedlinePlus, 31/1/2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/encyclopedia.html>. [Último acceso: 4/9/2016].

En las endoprotesis o prótesis internas se emplean por regla general biometales y biocerámicas ya que poseen unas propiedades mecánicas que las hacen las más adecuadas, aunque también existen soluciones protésicas en las que se emplean biopolímeros y composites, pero en un número mucho menor. A continuación se explican los materiales más usuales (biometales y biocerámicas):

- Biometales: se emplean en muchas aplicaciones médicas, como en el caso de sustituir tejidos dañados y restablecer una función. Los metales que se usan en instrumentos médicos, dentales y quirúrgicos, así como los que son usados en prótesis externas, no se consideran biometales porque no están expuestos a los fluidos corporales de manera continua o intermitente.

Los principales materiales metálicos utilizados para aplicaciones clínicas son las aleaciones de hierro, cobalto y titanio. Se emplean en muchas ocasiones las aleaciones porque mucho de estos metales en estado puro son tóxicos y nuestro cuerpo los rechaza. En la actualidad los metales que se consideran admisibles para ser implantados son los que se recogen en la tabla siguiente (*Tabla 1*):

MATERIAL	COMPOSICIÓN	CONDICIÓN
AISI 316 (Acero Inox.)	Fe-18Cr-14Ni-3Mo	Forjado
AISI 316 LVM (Acero Inox.)	Fe-21Cr-9Ni-4Mn-3Mo-Nb-N.	Forjado
Aleaciones Cromo-Cobalto	Co-28Cr-6Mo	Colado
	Co-28Cr-6Mo	Forjado
	Co-28Cr-6Mo	Pulvimetalurgia
	Co-35Ni-20Cr-10Mo	Forjado
Titanio comercialmente puro	Ti (> 99.9)	Forjado
Aleaciones de Titanio	Ti-6Al-4V	Forjado
	Ti-3Al-2.5V	Forjado
	Ti-6Al-7Nb	Forjado

Tabla 1: Metales y aleaciones implantables.¹¹

El acero inoxidable austenítico es el más usado para implantes de fijación en los que el material no está en contacto prolongado con los tejidos vivos, por ello se emplea en fijación de fracturas óseas mediante tornillos, placas óseas, clavos, etc. Son de bajo coste y presentan una buena biocompatibilidad además de tener unas excelentes propiedades mecánicas.

Las aleaciones de Cromo-Cobalto (Cr-Co) tienen una excelente resistencia al desgaste, además de tener también una mejor resistencia a la corrosión que el acero inoxidable; esto lo hace un metal muy apto para sustituir articulaciones. Estas aleaciones poseen unas propiedades mecánicas bastante buenas, haciéndolas idóneas para su uso en prótesis que requieran

¹¹ F. J. Gil, M. P. Ginebra y J. A. Planell, «Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros,» *Biomecánica*, vol. 8, nº 13, p. 74, 1999.

tolerancia a altas cargas y resistencia a tracción y fatiga sin fractura. Estas aleaciones tienen mucha versatilidad, pueden sintetizarse en diferentes proporciones para adquirir otras propiedades distintas.

El titanio comercialmente puro es un material extraordinario para ser usado en prótesis. Además de ser muy resistente, adaptable y compatible; no produce reacciones alérgicas y en los tejidos vivos representa una superficie sobre la que el hueso crece y se adhiere al metal, formando un buen anclaje. El titanio se caracteriza por su ligereza, alta resistencia a la corrosión, bajo módulo de elasticidad y baja expansión térmica, estas propiedades más la biocompatibilidad han hecho posible una gran cantidad de aplicaciones de enorme utilidad para fines médicos. La desventaja que cabe destacar de este espectacular metal es el alto precio, ya que el proceso de fabricación es complicado.

Las aleaciones de titanio tienen características mecánicas y de moldeo que las hacen adecuadas para aplicaciones médicas, ya que estas tienen una mayor resistencia a la corrosión, incluso mayor que las de aceros inoxidables y las aleaciones Cr-Co.¹²

- Biocerámicas: estas cerámicas tienen una excelente biocompatibilidad y además les caracteriza su resistencia a la corrosión, alta dureza y resistencia al desgaste. Estas características hacen que sea usada en aplicaciones donde hay articulación de superficies y baja fricción. La característica especial de estas cerámicas es que se pueden hacer porosas, de manera que puede ayudar al hueso a crecer en esta estructura fortaleciendo la unión y fijación de esta con el tejido óseo.

La hidroxiapatita es un material formado a partir de fosfato tricálcico ofreciéndole una excelente biocompatibilidad. Tiene un alto potencial osteoconductor permitiendo que el hueso crezca en su estructura. Se usa con mucha frecuencia con el titanio para garantizar una perfecta osteointegración del implante metálico. Además de esta aplicación, se emplea como reemplazo óseo en el caso de alguna carencia de este, su contenido en calcio hace que se parezca mucho al hueso.

La alumina u óxido de aluminio es una cerámica adecuada para el reemplazo de algunas articulaciones debido a su excelente resistencia a la corrosión, alta resistencia al desgaste, alta solidez y alta biocompatibilidad. La desventaja de este material es su fragilidad ante golpes de alta energía.¹³

¹² Navarrete, L. (2013). Materiales para prótesis internas. Universidad Técnica de Ambato.p 3-4

¹³ Navarrete, L. (2013). Materiales para prótesis internas. Universidad Técnica de Ambato.p 5

Otra cuestión importante en el diseño protésico es la forma de anclaje que va a tener este, de cuantas componentes estará formado y como estas componentes van a ir fijadas entre sí. Existen multitud de aspectos que varían entre una solución u otro y esto depende en muchos casos del estado del paciente. En cuanto al anclaje de la prótesis con el hueso se dan dos posibles opciones:

- Prótesis cementada: se emplea un cemento óseo especial, normalmente de polimetilmetacrilato (PMMA), este cemento se esparce por la superficie donde la prótesis y hueso hacen contacto. Este método de fijación es instantáneo y el tiempo de recuperación es bastante más corto que en el caso de las prótesis no cementadas. Están recomendadas para pacientes mayores que tiene poca actividad física durante su día a día, ya que una actividad muy elevada podría provocar desprendimientos de porciones de cemento y por tanto aflojamiento de la prótesis. Sin embargo, actualmente han mejorado algo estos cementos óseos reduciendo estos problemas.

- Prótesis no cementada: en ellas no se emplea el cemento óseo sino que se aplica una técnica que se conoce como ajuste por interferencia (press-fit). Esta técnica consiste en introducir a presión la pieza (vástago o implante) en el hueso, en un hueco más pequeño que la pieza. Al hacerlo, la fuerza de esa sujeción y el rozamiento hacen que se sujete la prótesis. Esta fijación es mucho más fuerte si se da un recubrimiento poroso a la superficie de la prótesis que está en contacto con el hueso (acabado rugoso), ya que se da el proceso conocido como osteointegración. Una vez hemos introducido la prótesis en el hueso y, por tanto, se han cambiado las condiciones mecánicas en el mismo tenemos que se dan procesos de remodelación ósea. En ellos, se crean nuevas trabéculas con nuevas orientaciones. Esta forma de anclaje no es muy recomendable para personas mayores ya que por regla general poseen huesos con menor densidad ósea y el proceso de remodelación ósea funciona con más lentitud que una persona joven. La desventaja que tiene este método de fijación es que el tiempo de recuperación es mucho mayor que en el caso de las cementadas ya que hay que dejar que crezca el hueso y se integre con la pieza protésica. Se suele emplear también en este procedimiento de press-fit un recubrimiento superficial de hidroxiapatita para facilitar el proceso de osteointegración inicial.¹⁴

¹⁴ Zambudio, R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. Elsevier Masson, 2009.

5. Relevancia clínica

Las fracturas del astrágalo se consideran las lesiones más graves del tobillo por su complejo tratamiento y las secuelas que estas pueden dejar. Estas fracturas son poco frecuentes, puesto que el astrágalo se encuentra bastante bien protegido por los tejidos que lo rodean y mantienen en su posición. Son generadas principalmente por traumatismos de alta energía, generalmente accidentes de tráfico y caídas desde una altura considerable.

Las fracturas del cuello astragalino desplazadas son lesiones complejas que precisan una reducción y estabilización perfectas para lograr un resultado satisfactorio, para ello el cirujano que trate estas fracturas debería estar preparado para hacer esta reducción y fijación con gran seguridad y sin fallos además de realizar un seguimiento del tratamiento posterior, y con todo esto no garantiza un resultado óptimo.

El astrágalo es un hueso singular en cuanto a sus características anatómicas, como hemos introducido anteriormente, y su vascularización proviene de tres arterias principales y de sus correspondientes ramas. Entre ellas tenemos la arteria tibial posterior, que proporciona la mayor parte del aporte vascular intraóseo, la arteria tibial anterior y la rama perforante anterior. El hueso no posee inserciones musculares o tendinosas en su superficie que pudieran aportar una mayor zona de aporte vascular, por el contrario se encuentra recubierto de cartílago en un 60% o 70% de su extensión lo que reduce a un mínimo las zonas por las que puede recibir aporte sanguíneo, manteniéndose en su posición gracias a las estructuras capsulares, ligamentosas y sinoviales que le unen a los huesos adyacentes. Por esta razón las fracturas del cuello del astrágalo llevan asociadas un alto índice de necrosis avascular del astrágalo.¹⁵ La necrosis avascular, osteonecrosis o necrosis aséptica es una enfermedad causada por la pérdida temporal o permanente del flujo de sangre al interior de los huesos. El tejido óseo cuando carece de sangre muere y hace que este se colapse. Si este proceso envuelve a los huesos cerca de una articulación, normalmente lleva al colapso de la superficie de la articulación.

Existen 4 tipos de fractura del cuello del astrágalo, hay que decir que el 50% de las fracturas de astrágalo son las de cuello.¹⁶ Esta fractura aparece porque esa zona del hueso posee un hueso trabecular menos denso y con direcciones horizontales, de manera que no es capaz de soportar un choque contra el reborde anterior de la tibia en un movimiento de dorsiflexión (*Figura 8*). Cuanto mayor sea la luxación en el cuerpo del astrágalo, mayor es la lesión de la vascularización y por tanto mayor es el riesgo de osteonecrosis.

¹⁵ Ladero, F., y V. Concejero. «Fracturas del astrágalo». *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* 48, n.º 2 (1 de enero de 2004): 145-56.

¹⁶ Hawkins LG. Fractures of the neck of the talus. *J Bone Joint Surg Am.* 1970; 52:991-1002.

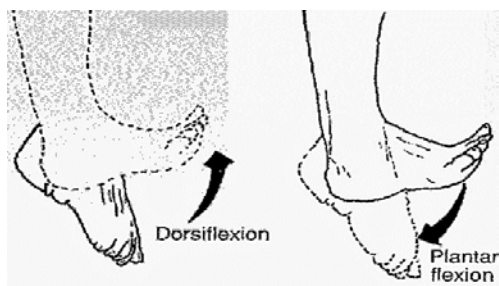


Figura 8: Movimientos de dorsiflexión y plantar flexión.

Fracturas de tipo I

Son fracturas verticales no desplazadas del cuello del astrágalo. La línea de fractura corta la articulación subastragalina entre sus carillas media y posterior, sin embargo el cuerpo del astrágalo se mantiene en su posición normal (Figura 9). En esta lesión se interrumpe solo un aporte vascular de los tres existentes, de manera que el índice de osteonecrosis en este caso es muy bajo. El diagnóstico de esta lesión por radiología convencional puede resultar complicada, por lo que sería necesaria la tomografía axial computarizada o la resonancia magnética para su detección.

Estas fracturas tienen por regla general un tratamiento bastante eficaz en ella se realiza una inmovilización del pie con una bota de yeso que debe mantener el paciente durante 6 u 8 semanas aproximadamente. La vigilancia en este tratamiento es extrema ya que habría que diagnosticar con rapidez los posibles desplazamientos en la zona de fractura y así poder tomar otras opciones de tratamiento que resultan más agresivas, normalmente estos desplazamientos no ocurren y el tratamiento es bastante satisfactorio.¹⁷

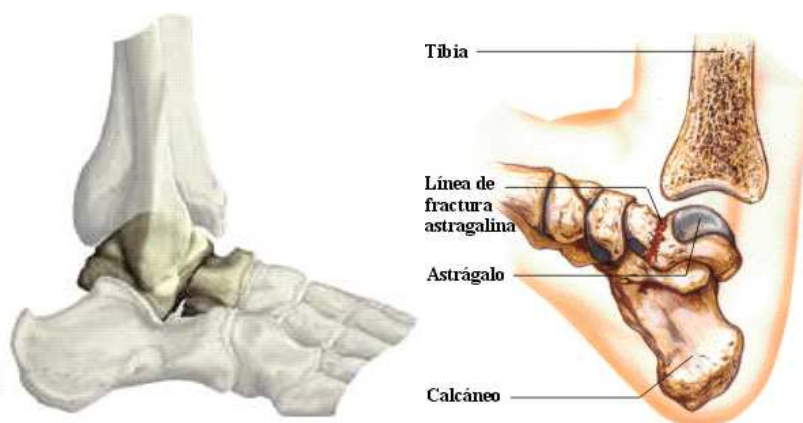


Figura 9: Fractura de cuello astragalino de tipo I.¹⁸

Fracturas de tipo II

Son fracturas verticales del cuello del astrágalo con un desplazamiento del cuerpo astragalino provocando, por tanto, una subluxación o luxación de la articulación subastragalina. La articulación tibioastragalina permanece intacta (Figura 10). En este tipo de lesiones son dos los aportes vasculares que quedan anulados

¹⁷ Ladero, F., y V. Concejero. «Fracturas del astrágalo». Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología 48, nº2 (1 de enero de 2004): 145-56.

¹⁸ Bray, T.J. Talar-Neck fractures: Open reduction internal fixation. Master Techniques in orthopaedics surgery: Fractures. CD-ROM. Lippincott Williams&Wilkins. 2000.

normalmente, esto hace que el índice de necrosis avascular sea mayor que las de tipo I. El tratamiento de estas fracturas es más complejo que las de tipo I y hay que ser también más cuidadosos en el tratamiento ya que estas dañan a los tejidos de alrededor por la subluxación o luxación. El primer objetivo en el tratamiento consiste en la reducción de las partes desplazadas y el segundo conlleva a la reducción del cuello teniendo especial atención en la posición y rotación del mismo. En este tratamiento conservador es necesaria la inmovilización del pie en flexión plantar forzada. Por el contrario, el tratamiento estándar es más invasivo, de forma que son unos tornillos los encargados de realizar la osteosíntesis y fijación de los huesos. Los resultados de ambos tratamientos no resultan ser muy eficaces ya que tras el abordaje quirúrgico existen múltiples complicaciones que conllevan a artrodesis astragalina y artrodesis tibioastragalina¹⁹. Con la artrodesis se fijan dos piezas óseas, anclando la articulación afectada, de tal forma que la movilidad que esta tenía originalmente se pierde.

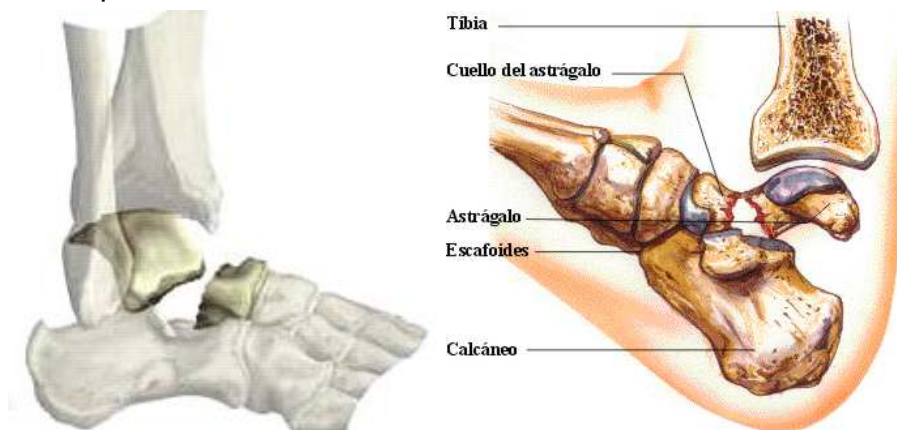


Figura 10: Fractura de cuello astragalino de tipo II.²⁰

Fracturas de tipo III

Se tratan de fracturas verticales del cuello del astrágalo vinculadas a luxaciones de las articulaciones subastragalina y tibioastragalina (Figura 11). En la mayoría de las fracturas de este tipo son interrumpidos los tres sistemas vasculares, por esta razón el índice de osteonecrosis es alto.

El tratamiento es similar a las fracturas de tipo II con la única diferencia de que en este caso no existe un tratamiento conservador y que es necesaria una reducción de urgencia para aliviar la tensión de la piel y de las estructuras neurovasculares y así minimizar la probabilidad de necrosis avascular. En estos casos es necesario un fijador externo para llevar a cabo la reducción. Los resultados tras la intervención quirúrgica y tras un seguimiento son muy poco eficaces llevando finalmente a un tratamiento por artrodesis de tobillo, con la consecuente pérdida de movilidad del pie.²¹⁻²²

¹⁹ Ladero, F., y V. Concejero. «Fracturas del astrágalo». Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología 48, n.º 2 (1 de enero de 2004): 145-56.

²⁰ Bray, T.J. Talar-Neck fractures: Open reduction internal fixation. Master Techniques in orthopaedics surgery: Fractures. CD-ROM. Lippincott Williams&Wilkins. 2000.

²¹ Ladero, F., y V. Concejero. «Fracturas del astrágalo». Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología 48, n.º 2 (1 de enero de 2004): 145-56.



Figura 11: Fractura de cuello astragalino de tipo III.²³

Fracturas de tipo IV

Son fracturas verticales del cuello del astrágalo que llevan consigo una luxación o subluxación de las articulaciones tibioastragalina, subastragalina y astragaloescafoidea (Figura 12). Con bastante frecuencia se presentan también fracturas de calcáneo. Las vías de aporte vascular quedan completamente interrumpidas y el índice de osteonecrosis es altísimo.

El tratamiento es de urgencia y en él se debe reducir y fijar internamente los huesos afectados con tornillos y en el caso de que este también el calcáneo afectado se debe emplear placas. Al igual que en las fracturas de tipo III los resultados no son óptimos y en muy pocos casos resulta satisfactorio.²⁴

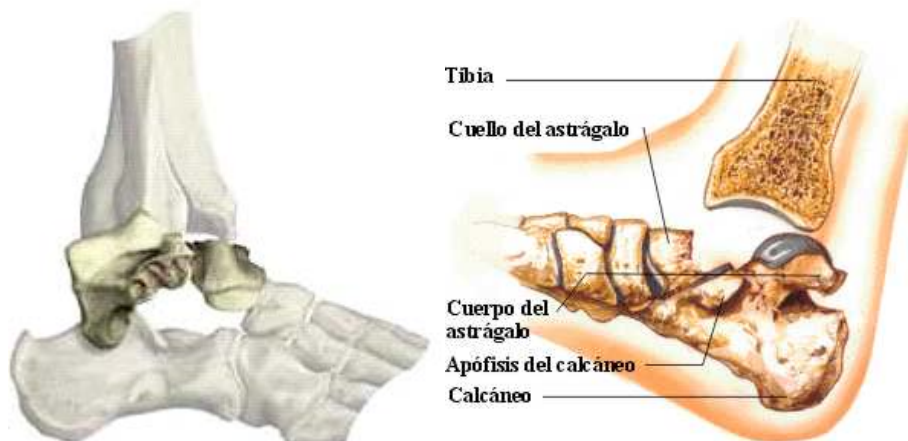


Figura 12: Fractura de cuello astragalino de tipo IV.²⁵

²² Bernáldez Domínguez, P, S Navarro Herrero, A Prieto Álvarez, J Carrasco Ruiz, G Fernández Moreno, y A Luis Calero. «Tratamiento y complicaciones de las fracturas y luxaciones del astrágalo». Revista de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia 24, n.º 1 (2005): 32-47.

²³ Bray, T.J. Talar-Neck fractures: Open reduction internal fixation. Master Techniques in orthopaedics surgery: Fractures. CD-ROM. Lippincott Williams&Wilkins. 2000.

²⁴ Ladero, F., y V. Concejero. «Fracturas del astrágalo». Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología 48, n.º 2 (1 de enero de 2004): 145-56.

²⁵ Bray, T.J. Talar-Neck fractures: Open reduction internal fixation. Master Techniques in orthopaedics surgery: Fractures. CD-ROM. Lippincott Williams&Wilkins. 2000.

En resumen, los tratamientos en cada uno de los tipos de fractura resultan ineficaces a excepción de las de tipo I, en las que el tratamiento conservador de la botina de yeso durante 8-12 semanas (6 semanas en descarga) resulta suficiente para que el hueso disecado se osteointegre de nuevo. Sin embargo, en las de tipo II, III y IV, la reducción abierta y la fijación interna mediante tornillos no garantizan el éxito.

Estas fijaciones internas se realizan de diferentes maneras, entre ellas destacan:

- Fijación en dirección posteroanterior (*Figura 13*): la configuración más resistente de todas, se colocan dos tornillos desde la parte posterior del cuerpo astragalino hasta la parte anterior dirigida hacia la cabeza.



Figura 13: Fijación posteroanterior de cuello astragalino.

- Fijación en dirección anteroposterior (*Figura 14*): esta disposición es la misma que en el anterior caso pero se realiza desde la cabeza del astrágalo hacia la parte posterior del cuerpo. Se emplean también dos tornillos. Se emplean sobretodo en reducciones abiertas.

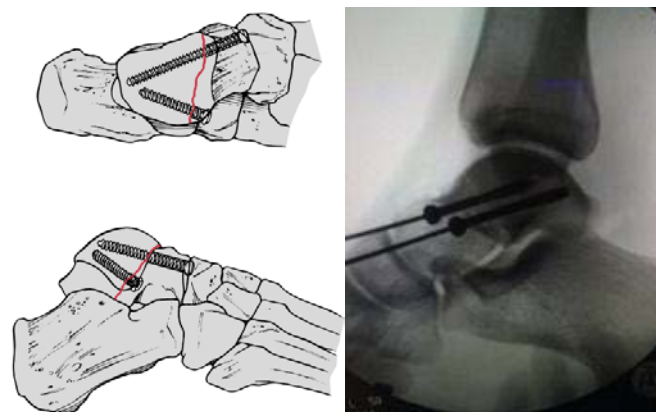


Figura 14: Fijación anteroposterior de cuello astragalino.

Antes de la fijación interna mediante estos tornillos se preparan los huesos y se colocan en su posición anatómica, en este procedimiento (*Figura 15*) combinan el desplazamiento del cuerpo del astrágalo con el de la tibia y calcáneo con el fin de recuperar las articulaciones tibioastragalina, subastragalina y astragaloescafoidea.²⁶

²⁶ P. Marcello, J.C. Serfaty, E. Lucas (2014). Fracturas de astrágalo. MC Mutual – Barcelona.

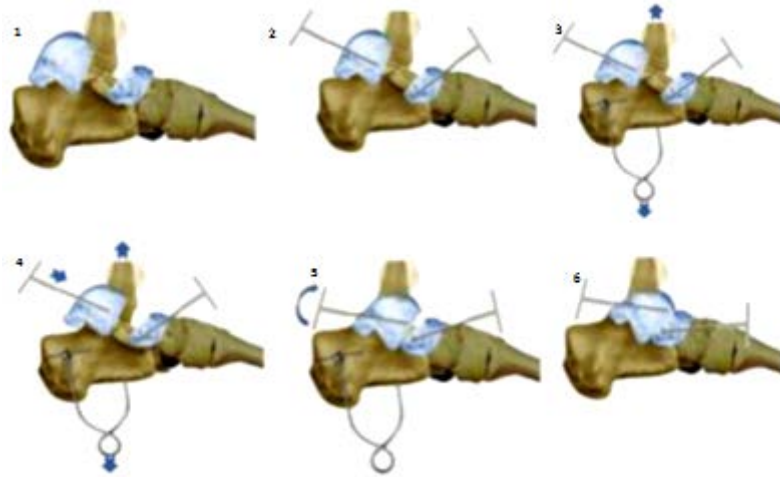


Figura 15: Reducción del astrágalo.

En la siguiente tabla (Tabla 2) se recogen las complicaciones existentes tras la fractura de cuello astragalino:

Complications Following Talar Neck Fractures*

Fracture Type	Osteonecrosis	Degenerative Joint Disease	Malunion
Type I	0%-13%	0%-30%	0%-10%
Type II	20%-50%	40%-90%	0%-25%
Type III/IV	8%-100%	70%-100%	18%-27%

Tabla 2: Complicaciones tras fractura del cuello del astrágalo.²⁷

²⁷ P.T. Fortin, MD, and J.E. Balazsy, MD: Talus fractures: evaluation and treatment. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons (JAAOS) 2001;9:114-127.

2. PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS

La fractura del cuello del astrágalo supone más del 50% de las fracturas de este hueso y son consideradas lesiones muy graves por su alto índice de necrosis avascular. Estas fracturas se producen por caídas de gran energía o simplemente por torceduras de tobillo que hacen que la zona del cuello del astrágalo se astille y finalmente se rompa.

En la actualidad los tratamientos dedicados a estas lesiones conllevan a resultados no satisfactorios en los que finalmente llevan a una artrodesis de las articulaciones tibioastragalina, subastragalina o astragaloescafoidea. Esta artrodesis lleva vinculada una pérdida de movilidad ya que en ella se fijan dos huesos.

En este trabajo se intenta dar solución a esta problemática, de manera que se diseñara una solución protésica con la evitaríamos acudir a la solución de la artrodesis de la articulación mediotarsiana o astragaloescafoidea.

3. MATERIAL Y MÉTODO

En este punto se explica cómo se ha llevado a cabo el estudio y el diseño de los componentes protésicos de la sustitución de cabeza astragalina.

Para este estudio se necesita en una primera instancia las imágenes del astrágalo en cuestión, para ello mediante el sistema 3D Laser Scanner LPX-600 de Roland y junto al software de exploración LPX EZ Studio de Roland se han obtenido 3 mallas del astrágalo y 2 mallas del calcáneo-escafoides, de manera que no hay problema alguno para visualizar y trabajar con la malla de puntos.

Para el diseño de las componentes se ha empleado una de las mallas obtenidas en el escáner, ya que tiene una resolución perfecta del astrágalo, aportando los datos necesarios para el estudio.

Con el programa de CAD SolidWorks se ha realizado el modelado de la componente 'Cabeza Astragalina' y la componente 'Implante', este proceso se explica a continuación.

1. Diseño de cabeza astragalina

La cabeza astragalina tiene una superficie de contacto muy amplia con forma de pseudoesfera, en este diseño se ha conseguido obtener una porción esférica que coincide con mucha fiabilidad con la malla de puntos del astrágalo original.

Para conseguir este resultado primeramente importamos la malla de puntos en el software SolidWorks (con el complemento ScanTo3D). Con la malla introducida (*Figura 16*) podemos empezar a trabajar con los puntos que la conforman, de tal forma que crearemos unos planos de referencia que nos sirven para todo el estudio y quitaremos de la malla todas las zonas que no nos interesan (*Figura 17*).

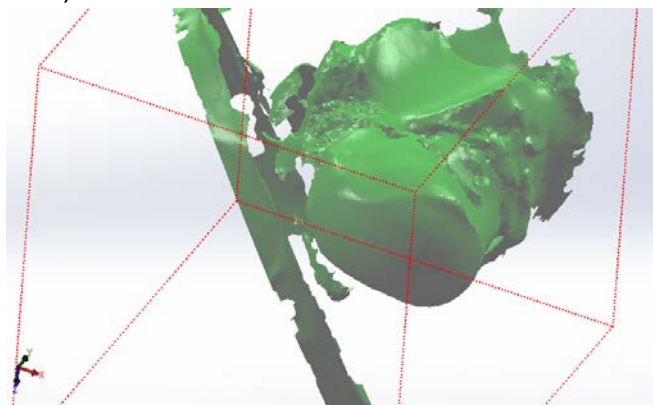


Figura 16: Malla astragalina importada y sin procesar.

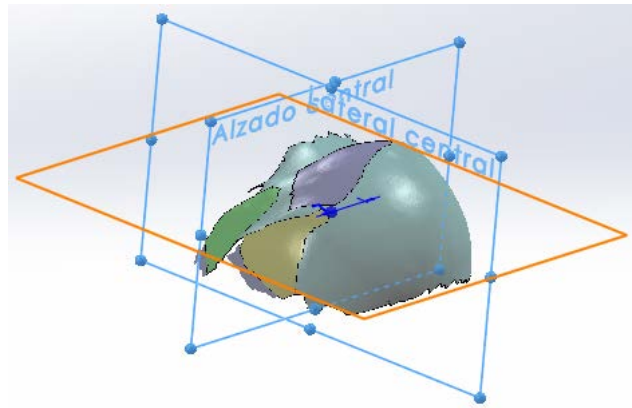


Figura 17: Malla astragalina procesada.

Tenemos la malla y tenemos unos planos de referencia, a continuación se crean planos secundarios a partir de nuestro plano 'Planta' cada uno de estos planos equidistan una distancia de 2 mm, incluso de 1mm en los casos donde la curvatura de la superficie cambia bruscamente. Esta distancia es muy pequeña con el objetivo de garantizar con la máxima fidelidad los resultados que obtenemos. Una vez hemos creado todos los planos que cortan a la superficie (Figura 18) tenemos que trazar en cada uno de ellos porciones de círculos en los que se respeten los máximos puntos de la malla procesada.

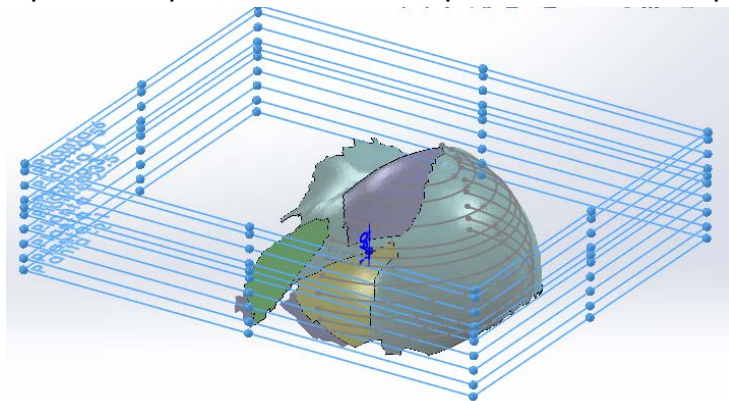


Figura 18: Malla con planos secundarios (Alzado).

Cuando hacemos esos segmentos de círculos en cada uno de los planos creamos por la zona interna de la malla un eje vertical que nos servirá para más adelante modelar la cabeza astragalina como una esfera (Figura 19).

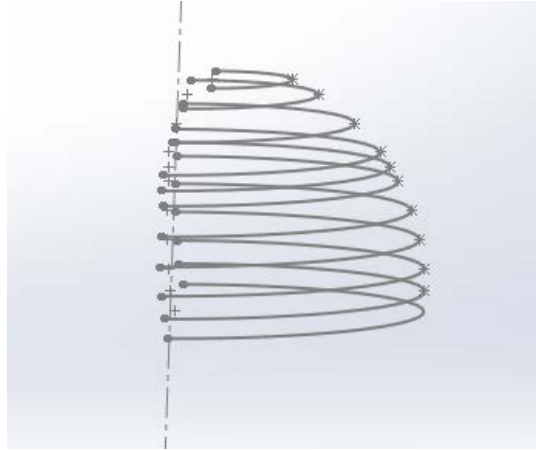


Figura 19: Segmentos circulares de la superficie astragalina (Alzado).

Este proceso debemos hacerlo también en otro plano, el que mejor puede definir a la superficie es el plano 'Vista Lateral'. En este caso hacemos lo mismo que hicimos anteriormente, se crean planos a partir del plano de referencia con una equidistancia de 1,5 mm ya que en esta vista encontramos más cambios de curvatura que en el caso anterior. Una vez que hemos creado cada uno de los planos (Figura 20) podemos pasar a crear los segmentos que coinciden con los puntos de la malla, estos segmentos deben ser semicircunferencias para que el posterior modelado salga correctamente.

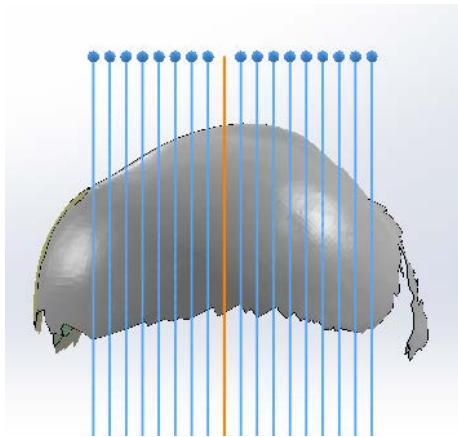


Figura 20: Malla con planos secundarios (Vista lateral).

Con los planos equidistantes ya creados se forman los segmentos circulares haciéndolos coincidir con los puntos de la malla, de tal forma que crearemos una especie de red que nos dará como resultado un eje horizontal con el que podremos engendrar a la superficie de la cabeza astragalina, esto también ocurrió en el caso anterior pero el eje era vertical (Figura 21).

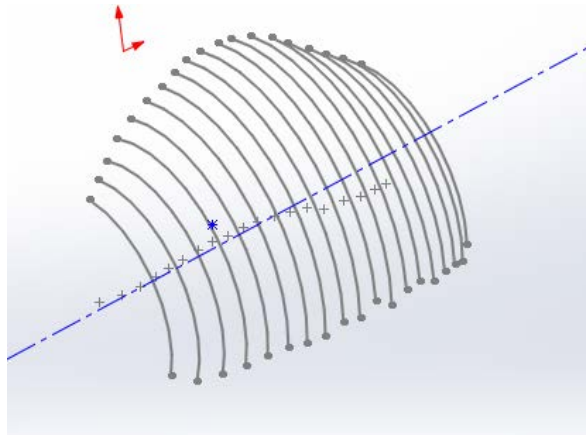


Figura 21: Segmentos circulares de la superficie astragalina (Alzado).

Se han obtenido dos posibles ejes de revolución en los cuales se engendraría nuestra nueva superficie de la cabeza astragalina, se ha escogido el eje vertical por lo que se explica posteriormente en el apartado de resultados y discusión. Mediante una revolución de 180° sobre el eje vertical anteriormente obtenido generamos una porción de esfera que modela nuestra cabeza astragalina (Figura 22).

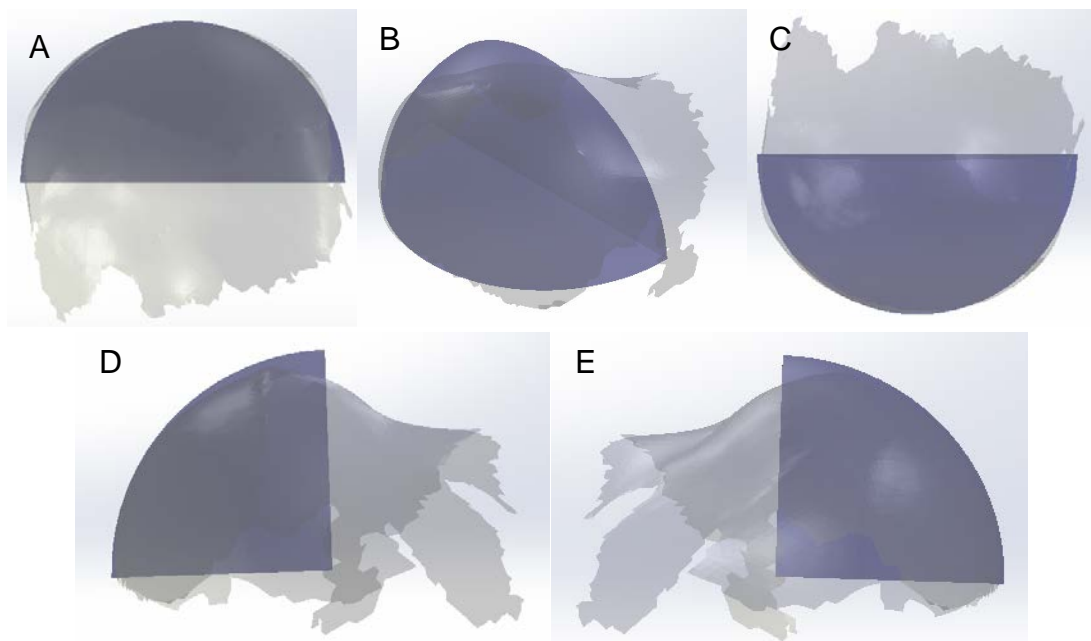


Figura 22: Malla superpuesta a sólido esférico. A-vista inferior. B-vista isométrica. C- vista superior. D-vista derecha. E-vista izquierda.

El sólido que se ha formado tiene vértices y aristas muy pronunciadas, algo que no interesa, para quitar suavizar el acabado de este se procede a redondear aristas obteniendo por ello una superficie más aceptable (Figura 23).

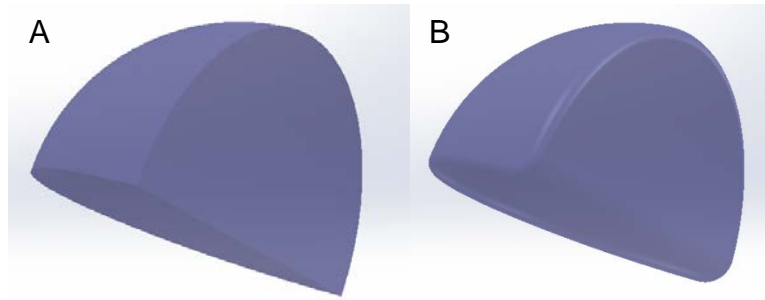


Figura 23: A-Solido sin aristas procesadas. B- Solido con aristas procesadas.

A continuación se genera el vástago, para ello nos servimos de la malla inicial sin procesar puesto que tiene información importante en cuanto a profundidad y espesor del astrágalo (Figura 24).

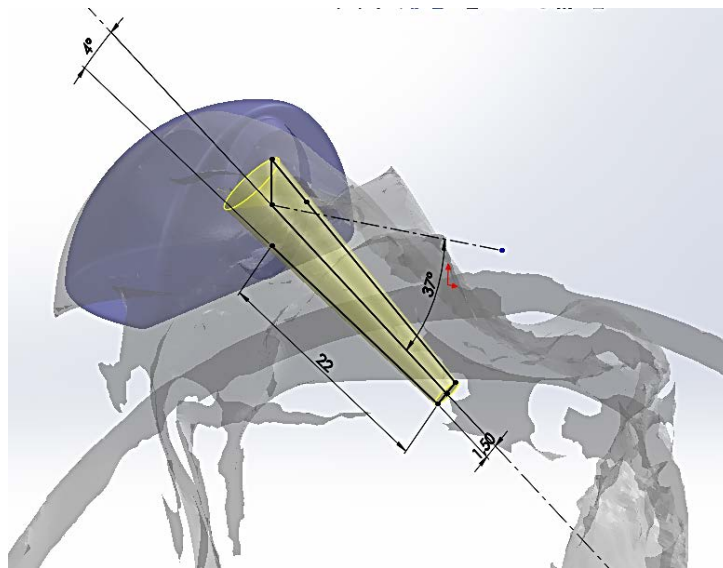


Figura 24: Modelado del vástago introducido en la malla del astrágalo.

Con esta última parte del vástago de la pieza concluimos el modelado de la componente 'Cabeza astragalina' (Figura 25).

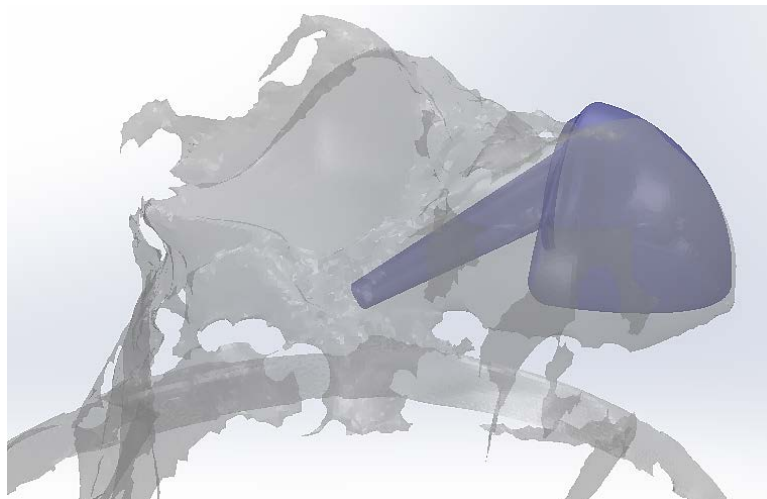


Figura 25: Componente 'Cabeza astragalina' junto con la malla original.

2. Diseño de implante

La segunda componente se trata de un implante óseo que se ancla en el cuerpo del astrágalo y el cual será capaz de soportar a la componente anteriormente creada (*Figura 26*). Al igual que en el modelado de la cabeza astragalina, se ha obtenido información de las mallas obtenidas del astrágalo original.

Para este componente protésico no se han empleado más planos que los principales (Alzado, Planta, Vista lateral), de forma que el diseño resulta mucho más sencillo. En su modelado se crea primero el cuerpo del implante mediante una simple revolución, las medidas del cuerpo deben ser mayores al vástago del componente anterior, puesto que en su ensamblaje albergará a este. La forma del cuerpo es la de un cilindro con un extremo redondeado, de manera que habrá que revolucionar un rectángulo con un cuarto de esfera en uno de sus extremos cortos.

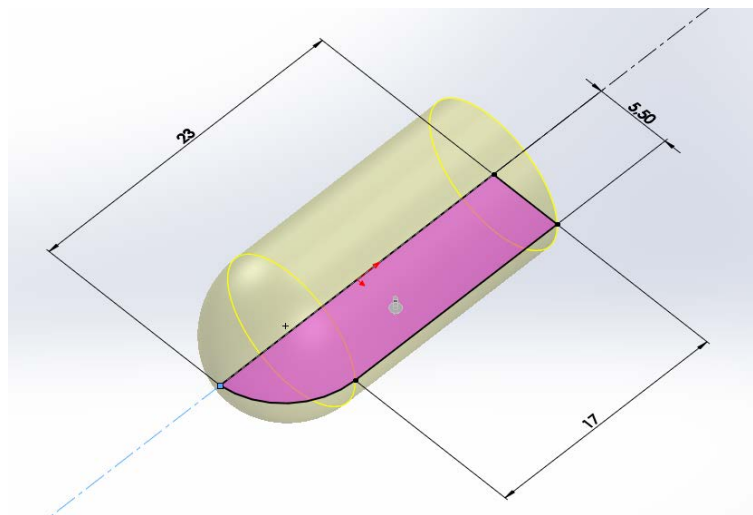


Figura 26: Creación del cuerpo del implante mediante la operación revolución.

Una vez formado el cuerpo del implante queda procesarlo mediante la operación de corte barrido para darle forma de tornillo, es necesaria esta forma por motivos de anclaje y osteointegración que se explica en posteriores apartados. Para este barrido se emplea una guía de hélice y una forma de corte triangular (*Figura 27*).

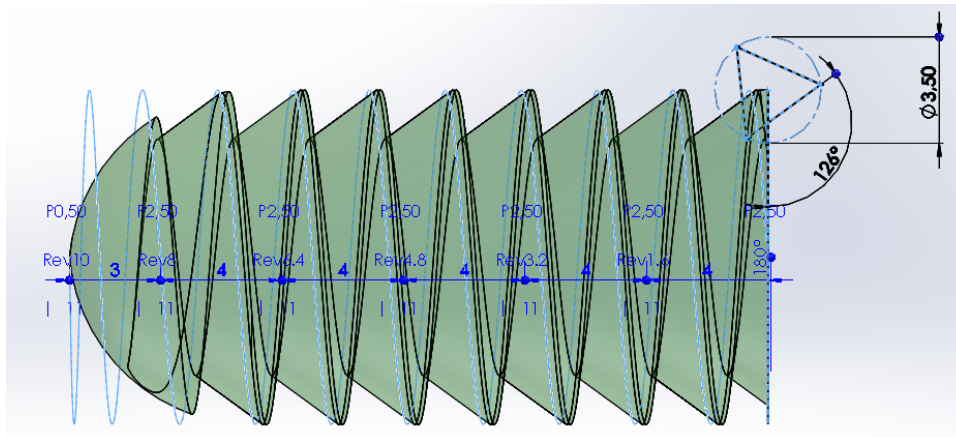


Figura 27: Operación Corte barrido sobre el cuerpo del implante.

Con el cuerpo ya completo se realiza el pilar-tope del implante (Figura 28), éste tiene forma de cono con el fin de que no se implante más allá del cuerpo en forma de hélice en el hueso. Con una simple revolución se obtiene lo deseado.

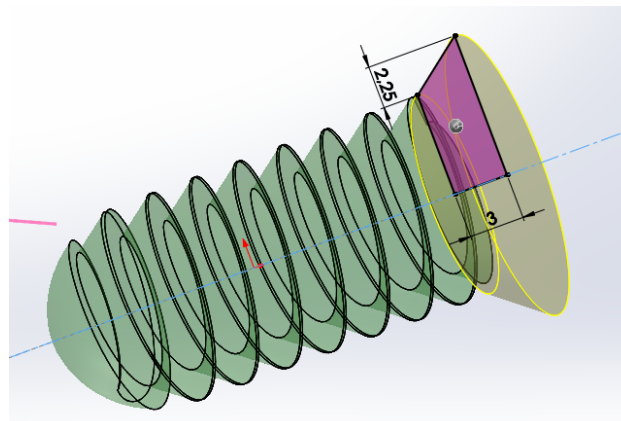


Figura 28: Operación de revolución para el pilar-tope.

A continuación se crea una cabeza hexagonal (Figura 29) con el fin de que esta sirva como método, con la ayuda de una herramienta, para fijar el implante al hueso. Esta cabeza se genera mediante una extrusión sobre el pilar previamente formado, de manera que este pilar serviría también de tope para la herramienta que apretaría este componente y esta cabeza hexagonal a su vez realizaría la función de tope con el vástago de la componente de la cabeza astragalina.

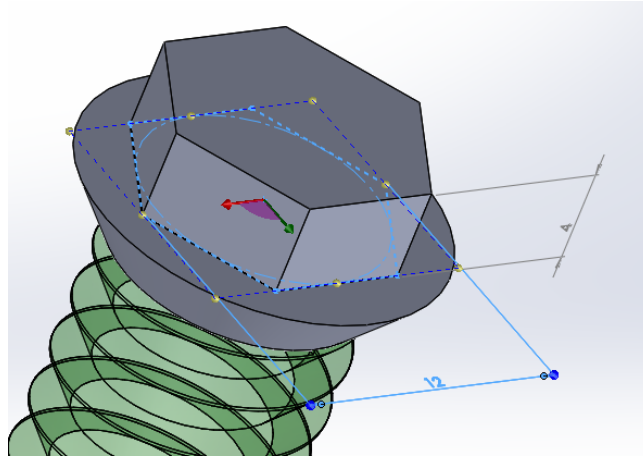


Figura 29: Cabeza hexagonal del implante.

Por ultimo queda por definir el orificio que albergara al vástago de la otra componente (Figura 30), este corte debe tener las mismas medidas que el vástago para que el ensamblaje de estos dos componentes sea el adecuado. De esta forma, mediante la operación de corte de revolución se procede a crear este habitáculo.

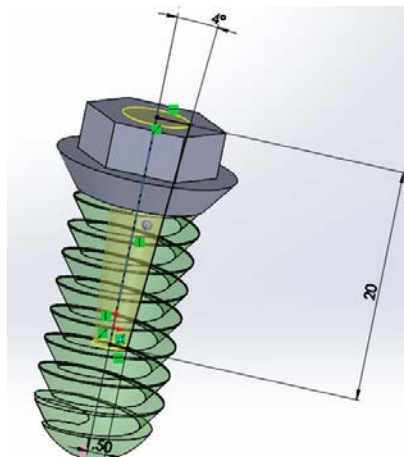


Figura 30: Corte del orificio en implante.

Finalmente se procesan las aristas de nuestro implante mediante redondeos y chaflanes con objeto de que no dañe los tejidos en su implantación (Figura 31).

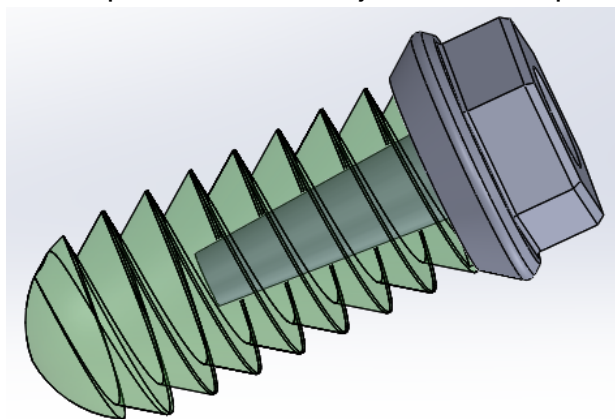


Figura 31: Componente 'Implante' completo.

El ensamblaje y el resultado óptimo en el proceso de implantar la prótesis darían un resultado como el que se muestra en la siguiente figura (*Figura 32*).

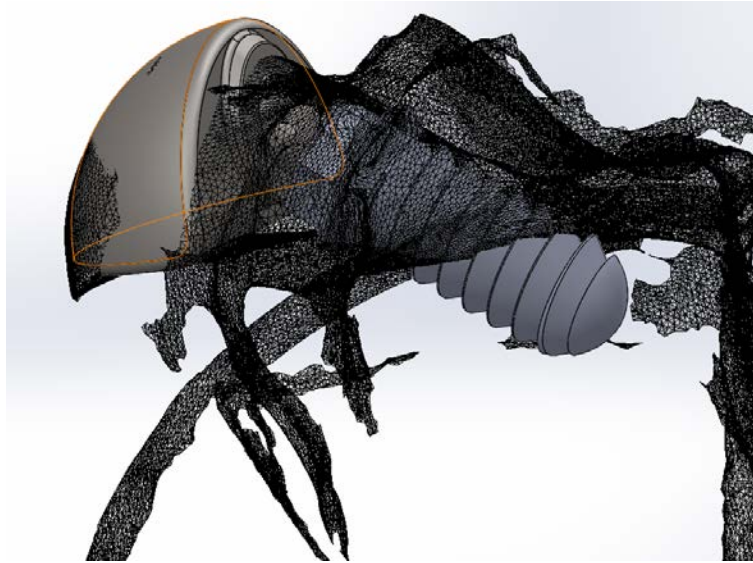


Figura 32: Ensamblaje completo.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

1. Resultados del diseño de la cabeza astragalina.

En el diseño de la cabeza, como se explica anteriormente, hemos trazado una red horizontal y una red vertical con el objetivo de obtener el eje de revolución de nuestro modelado esférico de la cabeza astragalina. En la red horizontal de la cabeza astragalina se han obtenido unos radios que disminuían progresivamente a medida que ascendíamos en los planos secundarios creados. En la siguiente tabla (*Tabla 3*) se recogen los planos junto con el radio de la curva trazada, además en la representación gráfica puede observarse que puede aproximarse a una ecuación cuadrática dada la distancia respecto a la referencia.

PLANO	DISTANCIA RESPECTO A REFERENCIA	RADIO DE LA CURVA
PLANTA -2	-3,6 mm	17.4 mm
PLANTA -1	-2 mm	17.52 mm
PLANTA (REF)	0 mm	17.3 mm
PLANTA 1	2 mm	16.69 mm
PLANTA 2	4 mm	15.71 mm
PLANTA 3	6 mm	15.2 mm
PLANTA 3.5	7 mm	14.49 mm
PLANTA 4	9 mm	12.21 mm
PLANTA 5	11 mm	9.02 mm
PLANTA 6	12 mm	5.46 mm

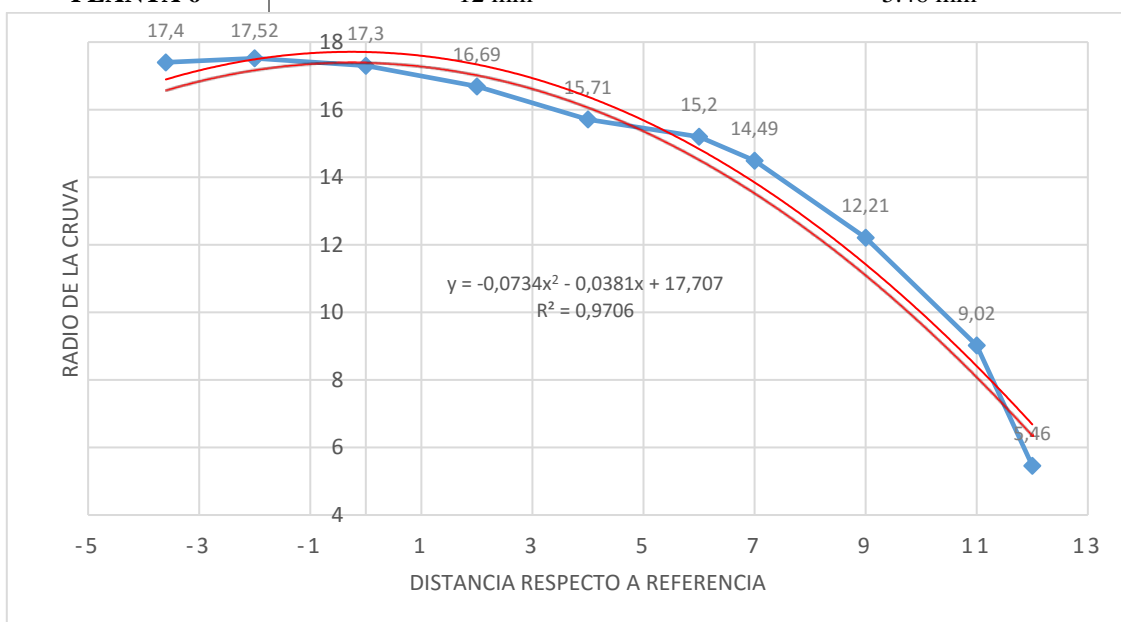


Tabla 3: Resultados de la red horizontal.

Con estos trazos curvos se obtuvo el eje de revolución de la esfera y el resultado tras medir nuevamente los radios de la esfera que engendraría este eje de revolución obtenemos la tabla que se muestra a continuación (*Tabla 4*).

PLANO	DISTANCIA RESPECTO A REFERENCIA	RADIO DE LA CURVA (SIN EJE)	RADIO DE LA CURVA (CON EJE)	DIFERENCIA
PLANTA -2	-3,6 mm	17.4 mm	17.35 mm	0.05 mm
PLANTA -1	-2 mm	17.52 mm	17.39 mm	0.13 mm
PLANTA (REF)	0 mm	17.3 mm	17.28 mm	0.02 mm
PLANTA 1	2 mm	16.69 mm	16.89 mm	0.2 mm
PLANTA 2	4 mm	15.71 mm	16.28 mm	0.57 mm
PLANTA 3	6 mm	15.2 mm	15.33 mm	0.13 mm
PLANTA 3.5	7 mm	14.49 mm	14.7 mm	0.21 mm
PLANTA 4	9 mm	12.21 mm	12.16 mm	0.05 mm
PLANTA 5	11 mm	9.02 mm	9.44 mm	0.42 mm
PLANTA 6	12 mm	5.46 mm	5.11 mm	0.35 mm

Tabla 4: Comparativa de medidas de malla original con esfera a partir del eje.

El mismo procedimiento lo hicimos para calcular un posible eje horizontal, para ello también cortamos la malla en muchos planos tomando a uno de ellos como referencia. En la siguiente tabla y grafico se recogen los datos obtenidos (Tabla 5).

PLANO	DISTANCIA RESPECTO A REFERENCIA	RADIO DE LA CURVA (SIN EJE)	RADIO DE LA CURVA (CON EJE)	DIFERENCIA
DERECHA 9	13,5 mm	9,82 mm	8,46 mm	1,36 mm
DERECHA 8	12 mm	10,65 mm	9,34 mm	1,31 mm
DERECHA 7	10,5 mm	11,52 mm	10,17 mm	1,35 mm
DERECHA 6	9 mm	12,44 mm	11,29 mm	1,15 mm
DERECHA 5	7,5 mm	13,58 mm	12,3 mm	1,28 mm
DERECHA 4	6 mm	13,96 mm	13,13 mm	0,83 mm
DERECHA 3	4,5 mm	14,33 mm	13,71 mm	0,62 mm
DERECHA 2	3 mm	14,34 mm	14,21 mm	0,13 mm
DERECHA 1	1,5 mm	14,48 mm	14,48 mm	0 mm
CENTRAL (REF)	0 mm	14,28 mm	14,6 mm	-0,32 mm
IZQUIERDA -1	-1,5 mm	14,18 mm	14,65 mm	-0,47 mm
IZQUIERDA -2	-3 mm	13,75 mm	14,34 mm	-0,59 mm
IZQUIERDA -3	-4,5 mm	13,29 mm	13,98 mm	-0,69 mm
IZQUIERDA -4	-6 mm	12,85 mm	13,33 mm	-0,48 mm
IZQUIERDA -5	-7,5 mm	12,13 mm	12,21 mm	-0,08 mm
IZQUIERDA -6	-9 mm	11,07 mm	11,2 mm	-0,13 mm
IZQUIERDA -7	-10,5 mm	10,17 mm	10,11 mm	0,06 mm
IZQUIERDA -8	-12 mm	9,5 mm	9,08 mm	0,42 mm
IZQUIERDA -9	-13,5 mm	8,89 mm	7,94 mm	0,95 mm

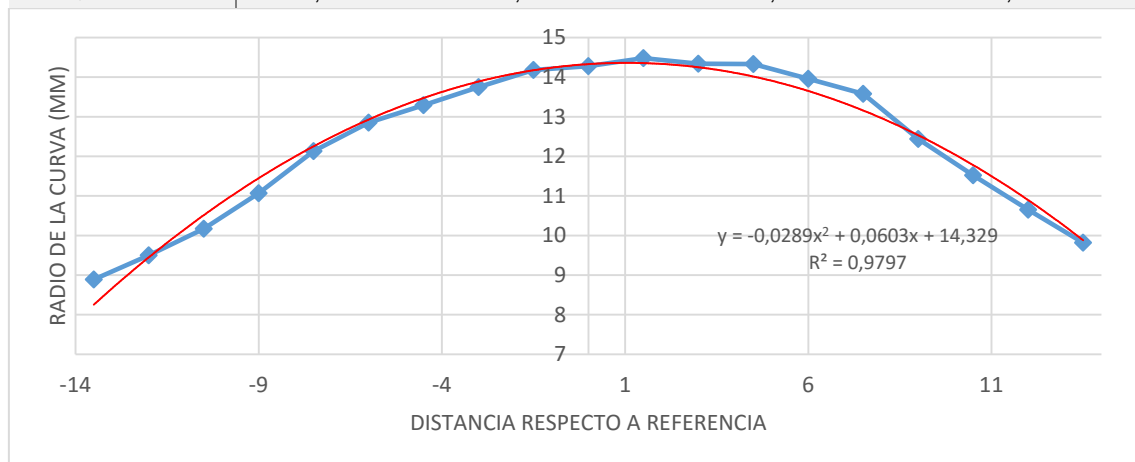


Tabla 5: Resultados de la red horizontal y comparativa con la esfera engendrada.

Como se puede observar en la tabla anterior el eje horizontal calculado no nos aporta una buena resolución para generar a nuestra cabeza astragalina a través de él, por esta razón es por la que escogimos el eje vertical que nos garantizaba una resolución bastante buena con un error menor que 0,21 mm.

Para el vástago se ha tenido en cuenta el mallado original en el que podíamos ver las restricciones de profundidad y espesor que podíamos darle a nuestra pieza. Este vástago es cono morse, con el objetivo de que este se fije mediante press-fit al implante. Este cono ha sido creado con un ángulo de 4 grados, una longitud de 22mm, una inclinación de 37° respecto al eje X y un extremo menor de 1,5 mm de radio (*Figura 33*).²⁸

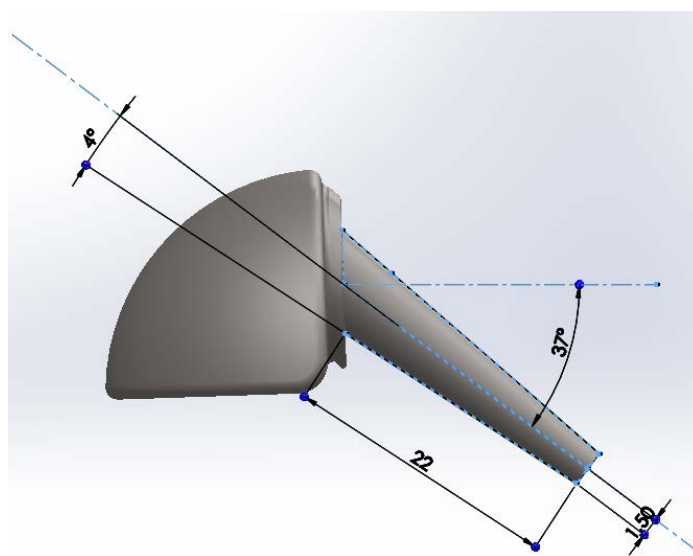


Figura 33: Medidas vástago.

Este componente estaría hecho de titanio en su totalidad a excepción de la cabeza, que estaría tratada superficialmente con capas de Cromo-Cobalto, de nitruro de titanio o de una cerámica como el circonio. Este tratamiento con dichos materiales ofrecen a esta superficie una buena resistencia, menor fricción y menor desgaste, aunque presentan su fragilidad sea una desventaja no es preocupante, ya que en la cabeza astragalina no se producen golpes de gran energía capaces de quebrar estas capas.²⁹⁻³⁰

Esta cabeza estaría en contacto con el fibrocartílago del escafoides y no necesitaría por ello una componente en dicho hueso.

²⁸ F. J. Gil, M. P. Ginebra y J. A. Planell, «Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros,» *Biomecánica*, vol. 8, nº 13, p. 74, 1999.

²⁹Viladot Voegeli, A. «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie». *Revista Española de Reumatología* 30, n.o 9 (2003): 469-77.

³⁰A. I. Kapandji. (2015). *Fisiología Articular. Tomo 2: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar y marcha*. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p.187

2. Resultados del diseño del implante

Este componente posee una infinidad de posibles soluciones, muchas de ellas están documentadas y estudiadas. El diseño que se ha realizado tiene un cierto parecido a los implantes dentales de la actualidad y eso es así porque en ellos son en los que ha surgido la inspiración del modelado, además de esto cumple con una serie de características que se irán explicando a continuación.

El cuerpo del implante tiene una dimensiones (*Figura 34*) algo mayores que el vástago de la componente de la cabeza del astrágalo y esto es así porque él debe albergar el cono morse anteriormente comentado. La superficie del cuerpo tiene forma de hélice-tornillo por dos motivos bastante importantes:

- Facilita la implantación: la forma de tornillo mejora el abordaje quirúrgico ya que a medida que este entra en el cuerpo del astrágalo va extrayendo el material óseo sobrante.
- Mejora el proceso de osteointegración: al tener esa forma de hélice aumenta la superficie de contacto con el hueso una vez implantado, cuanto mayor es la superficie más enlaces se formaran entre el hueso-implante.

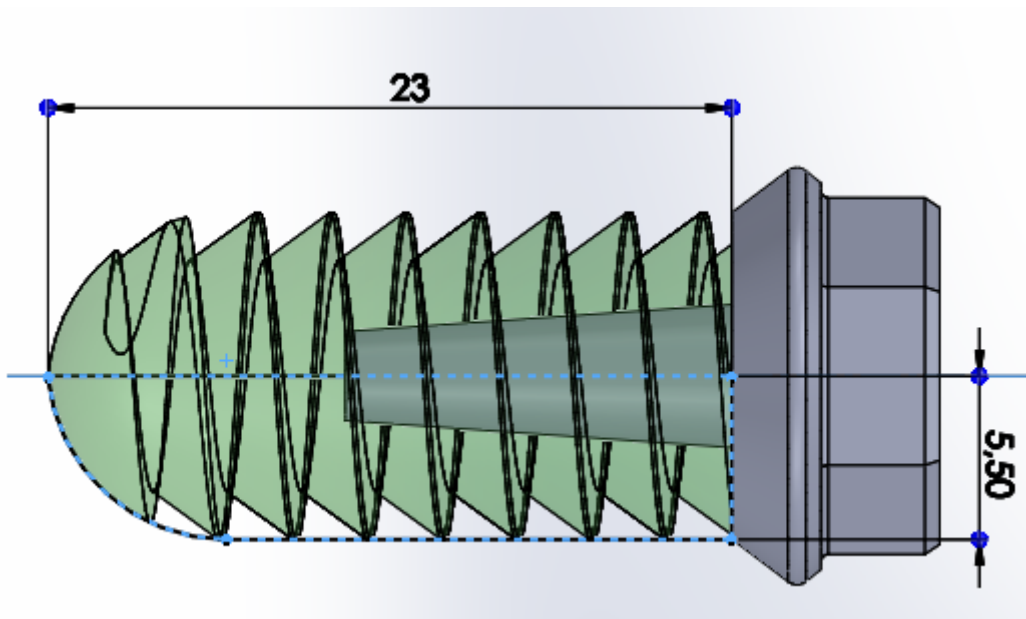


Figura 34: Medidas y forma del cuerpo del implante.

Todo el cuerpo del implante es titanio comercialmente puro por sus excelentes propiedades mecánicas y sobre todo por su excelente capacidad de osteointegración.³¹ Nos interesa que el implante quede perfectamente sujeto al hueso y su posición y orientación es importantísima, ya que la disposición de éste determinara la del componente de la cabeza astragalina.

³¹ Navarrete, L. (2013). Materiales para prótesis internas. Universidad Técnica de Ambato.

En los casos en los que el hueso posea poca densidad ósea se puede recubrir la superficie del implante con hidroxiapatita y así mejorar el proceso de osteointegración.³²

A continuación del cuerpo se ha pensado una dilatación lisa de este, con el objetivo de servir de tope o referencia a la hora de su implantación.

En el extremo del implante se la ha dado forma de cabeza hexagonal con un orificio, otorgándole una doble funcionalidad. Por un lado el orificio permite que sea introducido el vástago que se fijara a esta pieza mediante press-fit, por otro lado la cabeza hexagonal (*Figura 35*) permite que este componente sea introducido mediante instrumental médico específico como por ejemplo las carracas quirúrgicas.

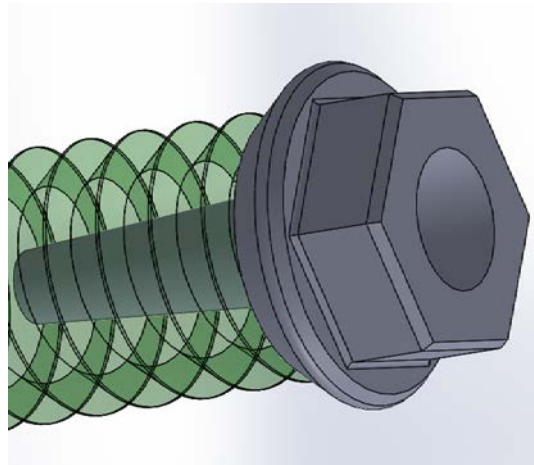


Figura 35: Cabeza hexagonal del implante.

³² Zambudio, R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. Elsevier Masson, 2009.

5. CONCLUSIONES

Con el diseño protésico que se ha presentado en el trabajo se intenta dar una solución protésica a las fracturas de cuello del astrágalo que suponen más del 50% de las fracturas de este hueso, actualmente inexistente en el mercado.

Este diseño protésico puede mantener la movilidad y funcionalidad de la articulación mediotarsiana reemplazada, pudiéndose plantear como posible tratamiento ante la fracturas de cuello astragalino.