



EPS

Escola Politècnica
Superior

Projecte/Treball Fi de Carrera

Estudi: Enginyeria Industrial. Pla 2002

Títol: Diseño de prótesis alternativas para resolver la inestabilidad del ligament escafolunar

Document: Resumen

Alumne: Randa Najjari Jamal

Director/Tutor: Inés Ferrer Real

Departament: Eng. Mecànica i de la Construcció Industrial

Àrea: Processos de fabricació

Convocatòria (mes/any): Setembre 2013

Resumen

El ligamento escafolunar (SLL) es uno de los ligamentos que se halla intraarticular, entre el escafoides y el semilunar. Su función más importante es evitar que ambos huesos se separen cuando se cierra firmemente el puño, en la prono-supinación de la mano sobre el eje del antebrazo y durante la flexo-extensión de la muñeca (Figura 1).

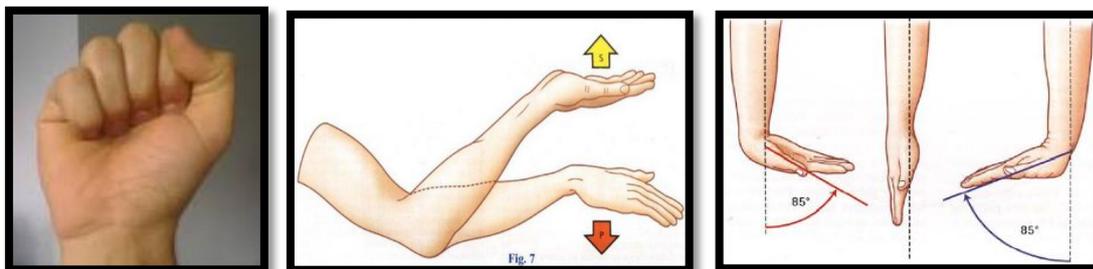


Figura 1. Movimientos que causan la separación del escafoides y el lunar. a) Cerrar el puño. b) Prono-supinación de la mano c) Flexo-extensión de la muñeca.

Este ligamento puede sufrir daños de diferente etiología, destacando dos. El primero de ellos se presenta en caso de una caída sobre la palma de la mano, provocando un dolor al paciente en el centro del carpo cuando extiende la muñeca y una pérdida de la fuerza para levantar pesos con el codo en extensión. El segundo se debe al desgaste y pequeñas lesiones de los tejidos a causa de la sobrecarga y el deterioro de algunas articulaciones a lo largo de su vida.

La indicación terapéutica para reparar la inestabilidad consiste en la cirugía de reconstrucción, mediante la transferencia de tendones, la fusión de las articulaciones o la reformación de los huesos. Actualmente existen dos métodos quirúrgicos para la reparación del ligamento.

Inicialmente se realizaba la cirugía abierta, también conocida como el procedimiento de Brunelli, que utiliza el tendón flexor carpio-radial para corregir la desalineación del carpo. Este procedimiento acostumbra a comportar una disminución de los movimientos de la muñeca y a largo tiempo conduce a una osteoartritis de la articulación tratada. A su vez, este tipo de cirugía es más agresiva y comporta un mayor riesgo al paciente en comparación a la artroscopia. Por último hay que añadir el largo periodo de recuperación, además de una cicatriz de mayor tamaño y antiestética.

Por otro lado, se habla de la cirugía con artroscopia basada en la realización de pequeñas incisiones situadas estratégicamente alrededor de la zona a tratar, por la que se introducen unos instrumentos quirúrgicos. Esta se utiliza para reconstruir, recortar y reparar los ligamentos desgarrados. A su vez, permite reducir el periodo total de recuperación, no requiere ingreso hospitalario y en general permite obtener unos resultados más satisfactorios en comparación a la cirugía abierta.

Para evitar la cirugía abierta, con el presente proyecto se pretende encontrar una solución que permita, a través de una cirugía con artroscopia, solucionar el problema mediante la implantación de una prótesis.

Para ello, se parte de un diseño preliminar (ver Figura 2) a partir del cual se realizan nuevos bocetos conceptuales de la prótesis.

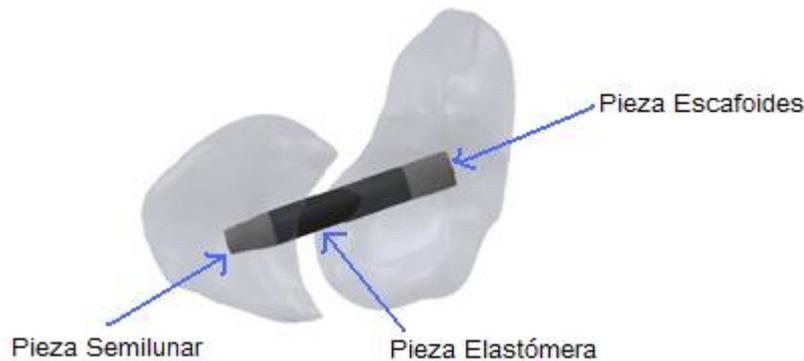


Figura 2. Diseño preliminar de la prótesis

Para conseguir dichos bocetos se han llevado a cabo dos actividades. La primera ha consistido en la realización de un estudio funcional, mediante el cual se han analizado las restricciones y las funciones que debe cumplir el diseño de la prótesis. Por otro lado en la segunda se ha desarrollado la matriz morfológica considerando las funciones anteriormente mencionadas, así como también las diferentes soluciones físicas extraídas de Benchmarking.

Materializando las soluciones y teniendo en cuenta que algunas de las funciones son obligatorias, se han obtenido 4 diseños conceptuales. Todos ellos cumplen con las funciones obligatorias de reemplazar el ligamento escafolunar mediante la cirugía artroscópica, mantener la separación entre el escafoides y el lunar mediante una unión que facilite una distancia y posición variables y asegurar la integración de los huesos mediante una rosca autorrotante. En cuanto a las otras funciones que debe cumplir el diseño varían según el modelo:

- Diseño conceptual 1 - Para soportar las cargas se ha escogido como material el titanio y una geometría plana; en cuanto a la función de permitir los movimientos se ha escogido la opción de un diseño rígido. En este modelo se ha optado por distinguir dos diseños geoméricamente diferentes, siendo el diseño 1.1 una figura plana cuadrada y el diseño 1.2 una figura plana rectangular.
- Diseño conceptual 2 - Para soportar cargas se ha escogido como material el acero inoxidable y una geometría semicircular, se ha optado por la opción flexible para poder permitir los movimientos. En este diseño se han planteado dos opciones geométricas, de manera que entre ellas se diferencian por la forma de unir la parte flexible a las rígidas.
- Diseño conceptual 3 – Para soportar las cargas se diseñó un implante con titanio y geometría Sten, mientras que se optó por un diseño elástico para permitir los movimientos.

- Diseño conceptual 4 – Se ha diseñado un implante con NiTi y geometría cable, que ayudará a soportar las fuerzas, mientras que de igual modo que el diseño 3, se opta por un diseño elástico para permitir los movimientos.

Entre todas las propuestas existentes, se han escogido el modelo 3 y el modelo 4, dado que tanto el equipo de investigación GREP como el equipo de médico están en acuerdo en que estos dos diseños son los que cumplen con las características necesarias.

El modelo 3 es un diseño que rompe con la percepción de diseño, formado por 3 piezas para diseñar un implante de una única pieza fabricada completamente con titanio. Por un lado, plantea un extremo semilunar cónico para facilitar su inserción en el hueso de forma progresiva (Figura 3).

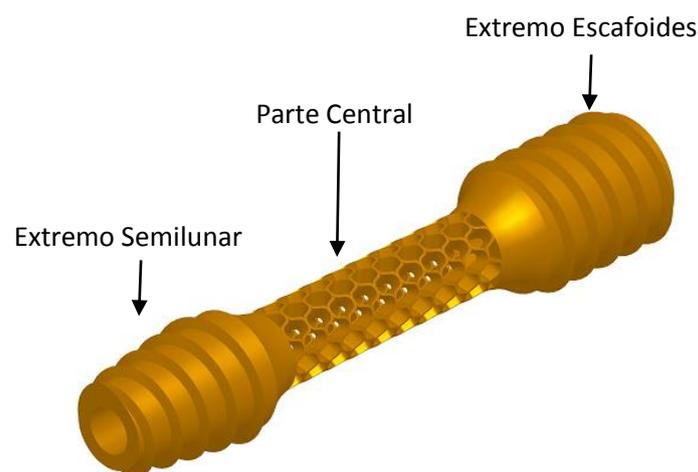


Figura 3. Diseño 1

El modelo 4, aun siendo un diseño más conservador que el anterior en cuanto a la idea de estar formado por 3 piezas, es innovador desde el punto de vista del diseño de la parte central (ver Figura 4).

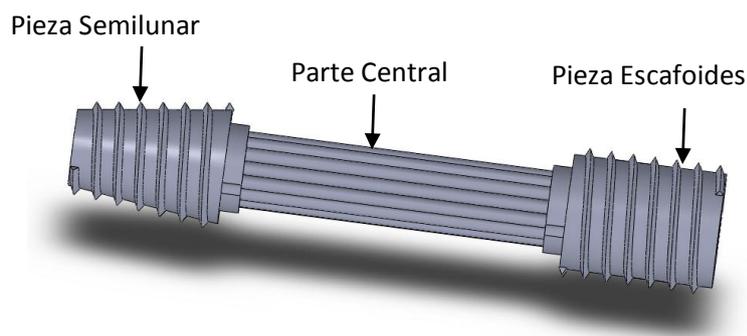


Figura 4. Diseño 2

Un requerimiento de vital importancia es que el implante debe cumplir con todos los requerimientos biocompatibles, aunque también es fundamental que sea capaz de soportar todas las fuerzas y tensiones a las que estará sometido de forma continua a lo largo de su vida útil.

De este modo, se ha procedido a analizar el comportamiento estático de la muñeca, centrándonos especialmente en la zona donde está ubicado el ligamiento a reemplazar mediante la prótesis diseñada. Este análisis, a su vez, se ha usado para el predimensionamiento estático de la prótesis, así como también para determinar las tensiones que padece mediante el uso de reglas de cálculos y a partir de fórmulas obtenidas de la teoría clásica de resistencia de los materiales, tales como la fórmula de Euler, la fórmula de Navier y la Ley de Hooke.

Para la realización de dicho análisis se ha optado por llevar a cabo dos estudios completamente diferenciados. Por un lado, el objetivo del primer análisis ha sido el de determinar las tensiones a las que está sometida la prótesis cuando la mano padece un estado de fuerzas externas (ver Tabla 1). Para ello, se han utilizado las dimensiones de la prótesis del proyecto de Francesc Soy (2012), mientras que las fuerzas externas se han obtenido a partir de diversos estudios disponibles en el artículo de Gislason (2009).

	σ_I	σ_{II}	σ_{axial}	$\sigma_{flexión}$	$\tau_{torsión}$
R= 1'5 mm	140'75	-16'32	0'4	124'03	48'45

Tabla 1. Resultados del análisis de tensiones según Gislason (2009)

Por otro lado, el segundo análisis parte de las tensiones máximas que padece el ligamento según el movimiento que realiza la mano (ver Tabla 2). Para realizar el segundo análisis se ha utilizado un modelo de elementos finitos (FEM) de los huesos escafoides y semilunar unidos por la prótesis diseñada por Francesc Soy, facilitado por el grupo GREP.

Movimiento	σ_{max} (MPa)	Radio máximo (mm)
Extensión	0'301	12'259
Flexión	0'2283	13'259
Radial	0'0826	18'6456
Ulnar	0'05245	21'7184

Tabla 2. Resultados del análisis a partir del FEM

Finalmente, gracias a la realización de los estudios de la biomecánica de la mano y del estudio de diseños alternativos, se considera que el presente diseño posee unas características mecánicas alentadoras a la vez que se consideran, tanto el diseño 1 como el diseño 2, innovadores y con perspectiva para poder ser los diseños finales.

Girona, 3 de Setiembre de 2013

Randa Najjari Jamal